Brain Vision Analyzer
Benutzerhandbuch

Version 1.05



Die Brain Vision Analyzer Software, hier kurz Analyzer genannt, dient ausschließlich dem Einsatz in der medizinischen Forschung. Die Brain Products GmbH übernimmt keine Gewähr oder Haftung für die Ergebnisse, die sich aus der Anwendung des Analyzers ergeben.

Stand: 04.08.2006

Inhalt

1. Produktdeklaration

1.1. Produktidentifizierung

Produktbezeichnung:	Brain Vision Analyzer
Hersteller:	Brain Products GmbH Stockdorfer Straße 54 D-81475 München
Klassifizierung nach Medizinproduktegesetz:	Klasse I
UMDNS-Nummer:	Auswertesoftware für EEG und evozierte Potenziale (Analysis Software for EEG and Evoked Potentials), 16-307

Dieses Produkt entspricht der Medizingeräterichtlinie 93/42/EWG.

1.2. Anwendungsbereich

Der Brain Vision Analyzer dient der Auswertung von EEG-Signalen mit Hilfe eines Personalcomputers.

Das Programm darf nur von Ärzten oder entsprechend geschultem Personal ausschließlich in der Forschung eingesetzt werden.

2. Einführung

Der Vision Analyzer dient der Auswertung von Roh-EEG-Daten sowohl für Spontan-EEG-Analysen, als auch für evozierte Potentiale.

Einige Merkmale des Programms sind:

- EEGs mit unbegrenzter Kanalzahl können verarbeitet werden.
- Die max. verarbeitbare EEG-Länge ist > 2 Milliarden Datenpunkte, unabhängig von der Kanalzahl.
- Es werden die EEG-Formate verschiedener namhafter Hersteller erkannt. Die Zahl der lesbaren Formate wird ständig erweitert.
- History-Bäume protokollieren jede einzelne Operation mit den EEG-Daten.
- Aus vorhandenen History-Bäumen können Vorlagen erstellt werden, die ihrerseits automatisch neue History-Bäume produzieren können.
- Durch die Implementierung von OLE Automation kann das Programm vollständig von anderen Programmen ferngesteuert werden.
- Ein eingebauter Basic-Interpreter erlaubt sowohl eine schnelle Erstellung einfacher Kommandodateien zur Automatisierung von Analysen, als auch die Programmierung anspruchsvoller Applikationen durch den Anwender.
- Die einzelnen Teile des Programms sind modular aufgebaut. Es wird unterschieden zwischen Lese-, Transformations-, Montage-, Export- und Darstellungskomponenten. Durch Hinzufügen neuer Komponenten kann das Programm dynamisch in seiner Funktionalität erweitert werden. Brain Products arbeitet ständig an neuen Komponenten. Durch die Offenlegung aller Schnittstellen wird es dem versierten Anwender ermöglicht, eigene Komponenten zu entwickeln oder sie in Auftrag zu geben.

3. Installation

Nehmen Sie die Installation bitte unbedingt über das Installationsprogramm **setup.exe** vor, da die Dateien auf den Disketten komprimiert sind und auf bestimmte Weise entpackt werden müssen.

Systemvoraussetzungen

- Windows 98, Windows NT ab Version 4.0, Windows 2000 oder Windows XP
- Mindestkonfiguration: Intel Pentium II Prozessor 400 Mhz oder kompatibler, 64 MB RAM, Grafikkarte mit 1024 x 768 Punkten Auflösung und 32768 Farben
  Der verwendete Monitor sollte mindestens eine Diagonale von 21 Zoll (53 cm) aufweisen.
- 100 MB freier Festplattenspeicher, weiterer Speicherbedarf ist abhängig vom Umfang der verarbeiteten Daten.

Installation

- Starten Sie Windows 98 oder NT, 2000, XP
- Legen Sie die mitgelieferte CD-ROM in eines Ihrer CD-ROM-Laufwerke.

Wenn Ihr Computer den Autostart einer CD-ROM zulässt, so erscheint nach kurzer Zeit ein Menü, das Sie durch die Installation begleitet.
Andernfalls befolgen Sie die folgenden Schritte:

- Wählen Sie aus der Task-Leiste den Befehl **Start** > **Ausführen**.
- Klicken Sie auf den "Durchsuchen"-Button.
- Wählen Sie Ihr CD-ROM-Laufwerk aus sowie die Datei **setup.exe** und klicken Sie auf den Öffnen-Button.
- Folgen Sie nun den Anweisungen des Programms.

Bevor Sie den Analyzer starten, stecken Sie den mitgelieferten Hardlock-Key in eine der vorhandenen Druckerschnittstellen des Rechners. Um weiterhin einen Drucker an dieser Schnittstelle zu betreiben, schließen sie ihn einfach an den Hardlock-Key an. Auch mehrere Dongles können an einer Schnittstelle aufeinander gesteckt werden.

Sollten Sie eine Netzwerklizenz erworben haben, beachten Sie bitte zur Installation den Anhang "Installation einer Netzwerklizenz".

Nun starten Sie den Analyzer mit einem Doppelklick auf das Vision-Analyzer-Symbol auf dem Desktop.

Alternativ wählen Sie den Analyzer über die Task-Leiste aus: **Start** > **Vision Analyzer**.

4. Einstieg und Bedienung

Starten Sie den Analyzer.

Auf der linken Seite erscheint ein in einen unteren und oberen Bereich unterteiltes Fenster, der History-Explorer. Der erste Schritt ist nun, einen so genannten Workspace ("Arbeitsraum") einzurichten, um dem History-Explorer den Ort Ihrer Daten und Ihrer neuen History-Dateien einzugeben. Wählen Sie dafür den Menüpunkt **File** > **New Workspace...** aus.

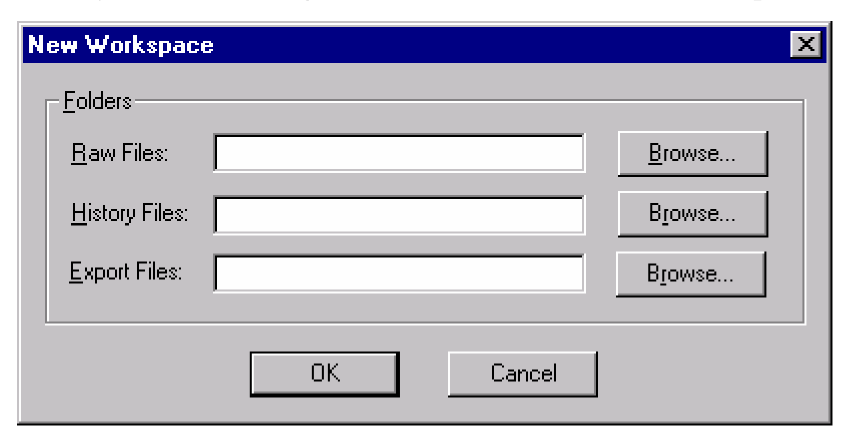


Abbildung 4-1: Dialog für den neuen Workspace

Das Programm fragt Sie nun nach den Verzeichnissen der Rohdaten, der History-Dateien und der Dateien, die Sie möglicherweise als Ergebnis Ihrer Analysen exportieren wollen ("Export Files").

Die Rohdaten sind die von Ihnen aufgenommenen EEG-Dateien. Geben Sie hier deren Verzeichnis an. Sie können das Verzeichnis auch mit Hilfe des **Browse**-Buttons suchen.

Die History-Dateien nehmen alle Verarbeitungsschritte (Transformationen) auf, die Sie an den Rohdaten vornehmen. Die History-Dateien sind es, die später grafisch im History-Explorer dargestellt werden. Wählen Sie ein beliebiges Verzeichnis für die History-Dateien.

Exportierte Dateien sind Dateien, die für die Weiterverarbeitung in anderen Programmen vorgesehen sind.

Haben Sie die Einstellungen vorgenommen, drücken Sie die Enter-Taste oder klicken auf den OK-Button.

Es erscheint nun ein Dateien-Dialog, der Sie auffordert, die Workspace-Datei zu speichern. Geben Sie einen aussagekräftigen Namen ein und drücken Sie die Enter-Taste, bzw. klicken Sie auf den Speichern-Button.

Die Rohdaten werden nun analysiert. Für jede Rohdatendatei wird eine History-Datei angelegt. Im oberen Bereich des History-Explorer erscheint für jede History-Datei ein Buch-Symbol. Erscheint nichts, so ist entweder das angegebene Rohdatenverzeichnis leer, oder der Analyzer kann das Format der dort befindlichen EEGs (noch) nicht lesen. Im letzteren Fall erkundigen Sie sich bitte bei uns nach aktuell verfügbaren EEG-Lesern.

Haben Sie erfolgreich eine oder mehrere EEG-Dateien eingelesen, so können Sie nun eine History-Datei öffnen.

Dazu klicken Sie mit der Maus auf das (+)-Zeichen links neben dem Buch-Symbol. Der Eintrag expandiert und ein Icon **Raw Data** wird sichtbar. Doppelklicken Sie auf dieses Icon. Das EEG wird angezeigt.

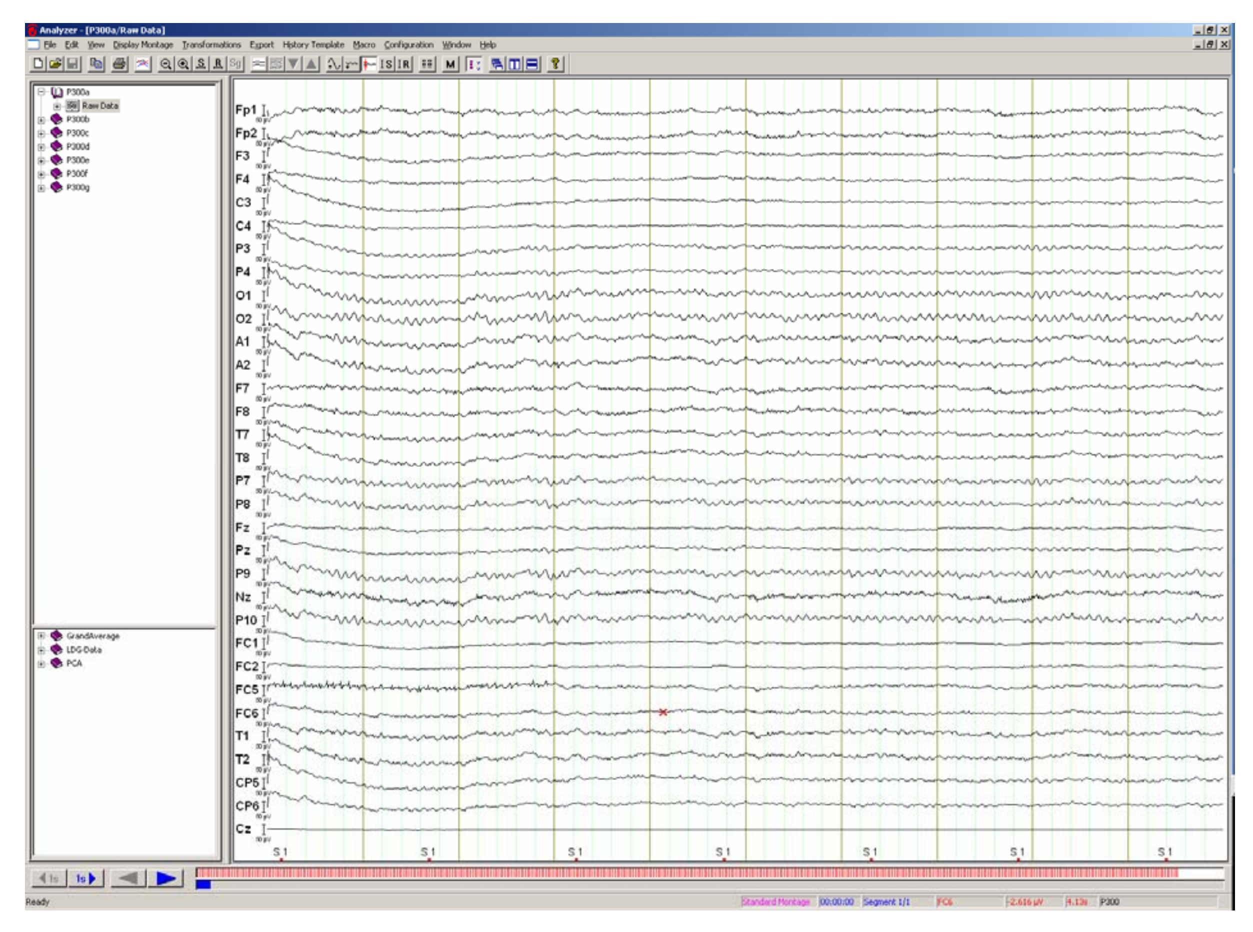


Abbildung 4-2: Vision Analyzer mit geladenem EEG

Um in dem EEG zu navigieren, verwenden Sie die Navigationsleiste, die sich im unteren Bereich befindet.

Die Navigationsleiste verfügt auf der linken Seite über vier Buttons, mit denen Sie sich durch das EEG in der Zeitachse bewegen können. Rechts neben diesen Buttons befindet sich das Markerfenster, das alle in diesem EEG gesetzten Marker anzeigt. Marker sind alle zeit bezogene Markierungen, wie Stimuli, Reaktionen, Kommentare, Segmentgrenzen, DC-Korrekturen usw. Unterhalb des Markerfensters befindet sich das Schieberfenster. Ein blauer Schieber innerhalb dieses Fensters repräsentiert mit seiner Breite den aktuell dargestellten Abschnitt, das Fenster selbst das gesamte EEG. Der Schieber lässt sich mit der Maus bewegen. Der vom Schieber repräsentierte Ausschnitt wird daraufhin dargestellt. Wenn Sie die Maus auf das Markerfenster bewegen und die rechte Maustaste betätigen, so erscheint ein Kontextmenü und Sie können entweder das ganze Markerfenster ausblenden oder selektiv verschiedene Markertypen zulassen. Durch das Klicken an eine beliebige Position im Marker- oder Schieberfenster wird der entsprechende EEG-Ausschnitt dargestellt.

Mit der Werkzeugleiste, die sich am oberen Rand unterhalb des Menüs befindet, können Sie den dargestellten Zeitraum, die Anzahl der gleichzeitig dargestellten Kanäle u. a. einstellen.

Hilfe über die Funktionen der Navigationsleiste und der Werkzeugleiste erhalten Sie, indem Sie die Maus auf die Buttons, bzw. auf die verschiedenen Elemente der Leiste positionieren. Nach kurzer Zeit erscheint ein so genannter Tooltip, ein kleines gelbes Fenster mit Kurzinformationen. Etwas ausführlicher informiert Sie zur gleichen Zeit die Statusleiste, die das Programmfenster unten abschließt.

Die Statusleiste enthält außerdem sieben Fenster, die Informationen über die Montage, den dargestellten Bereich, die Mausposition und den aktuellen Workspace geben.

Das erste Fenster zeigt die aktuell eingestellte Montage in magentafarbener Schrift an. Montagen werden an späterer Stelle behandelt.

Das zweite Fenster zeigt in blauer Schrift die Zeit an, die dem Anfang des dargestellten EEG-Intervalls entspricht. Das dritte Fenster, ebenfalls in blauer Schrift, zeigt die aktuelle Segmentnummer am Anfang des dargestellten EEG-Intervalls. Segmente werden ebenfalls an späterer Stelle noch genauer erläutert.

Die nächsten 3 Fenster zeigen in roter Schrift die Mausposition an. Dabei wird im ersten Fenster dieser Gruppe der Name des Kanals, über dem sich die Maus angezeigt. Das zweite Fenster gibt die dort anliegende Spannung, und das dritte die Zeit relativ zum Beginn des dargestellten EEG-Bereiches bzw. relativ zu einem evtl. vorhandenem "Zeit-0"-Marker (wird ebenfalls später erläutert) an.

Das letzte Fenster schließlich zeigt in schwarzer Schrift den Namen des aktiven Workspaces.

Um jetzt einmal eine einfache Operation durchzuführen, wählen Sie **Transfomations > Filters...**. Es erscheint eine Dialogbox, die Ihnen verschiedene Filtereinstellungen ermöglicht. Die verschiedenen Transformationen werden an späterer Stelle noch genauer erläutert. Drücken Sie hier nur einfach "OK". Alle Transformationen können ohne Probleme später wieder rückgängig gemacht werden. Beachten Sie auch, **dass der Analyzer niemals Original-EEGs verändert.** Nach kurzer Zeit öffnet sich ein neues Fenster, das den neuen resultierenden Datensatz anzeigt. Im History-Explorer wird er ebenfalls als neues Icon mit dem Namen **Filters** dargestellt.

Wählen Sie jetzt **Transformations > RMS (Global Field Power...)**. Ein Dialog mit zwei Fenstern erscheint. Das linke zeigt verfügbare Kanäle und das rechte die ausgewählten Kanäle. Wenn sich im rechten Fenster keine Kanalnamen befinden, wählen Sie aus dem linken Fenster einige Kanäle mit einem Doppelklick an, so dass sie links erscheinen. Drücken Sie "OK" und es erscheint ein neues Fenster mit dem Operationsergebnis. Im History-Explorer hat sich auch etwas getan. An das Filters-Icon hat sich nun ein RMS-Icon angehängt. Weitere Operationen lassen die History-Datei weiter wachsen.

Ausgehend von einem Datensatz sind aber auch mehrere Verzweigungen möglich. Angenommen Sie wollen andere Analysen mit Ihren Rohdaten machen, die kein Filter erfordern. In diesem Falle wählen Sie die Rohdaten als aktuelles Fenster, indem Sie auf das geöffnete Rohdatenfenster klicken. Alternativ doppelklicken Sie auf das Rohdaten-Icon im History-Explorer. Wählen Sie jetzt beispielsweise wieder **Transformations > RMS (Global Field Power...).** Wählen Sie wieder ein paar Kanäle aus und drücken "OK". Jetzt erscheint ein neues RMS-Icon unterhalb von **Filters**. Die History-Liste hat sich verzweigt, es ist ein

History-Baum entstanden. So lassen sich beliebige Analysen an beliebigen Stellen verzweigen.

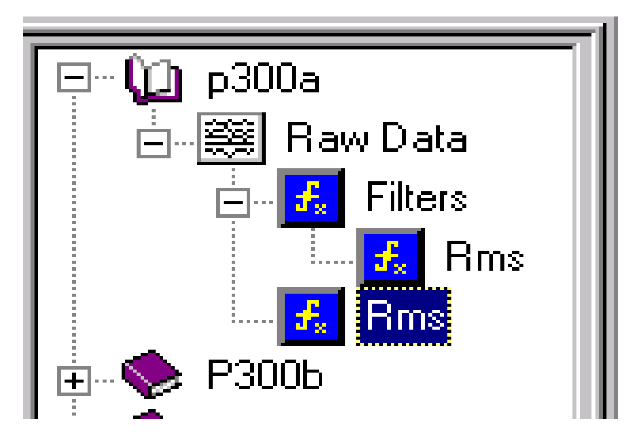


Abbildung 4-3: Verzweigter History-Baum

Wollen Sie jetzt die gleichen Operationen auf eine andere History-Datei übertragen, so öffnen Sie eine weitere History-Datei. Beachten Sie für unser Beispiel, dass diese Datei die gleichen Kanalnamen enthalten sollte wie die erste Datei. Sie könnten jetzt wieder über das Transformations-Menü die Transformationen aufrufen und die Dialoge beantworten usw. Es geht aber auch leichter: Bewegen Sie die Maus über das Filter-Icon der ersten History-Datei, drücken die linke Maustaste herunter, halten sie gedrückt und ziehen mit der Maus über das "Raw Data"-Icon der zweiten History-Datei. Lassen Sie die Maustaste nun los. Der Analyzer baut dann automatisch einen History-Baum auf. Die History-Informationen lassen sich nicht nur zwischen verschiedenen History-Dateien hin- und herschieben sondern auch in History-Vorlagen-Dateien ("History Templates") speichern. Auch dieses wird später erläutert.

Die einzelnen Datensätze - auch History-Knoten genannt – aus denen eine History-Datei besteht, lassen sich auch löschen und umbenennen. Zum Löschen wählen Sie den betreffenden Knoten mit der Maus an, dann drücken Sie die "Entf"-Taste. Das Programm fragt Sie nun, ob Sie den Knoten und alle Unterknoten löschen wollen. Bestätigen Sie und der Knoten verschwindet. Zum Umbenennen wählen Sie einen Knoten an und drücken entweder die Taste F2 oder klicken nach kurzer Zeit noch einmal auf den Knotentext. Der Text erscheint nun editierbar und Sie können ihn entsprechend verändern. Dieses Verhalten ist identisch zu dem im Windows-Explorer.

Wenn Sie größere Datensätze anlegen (z.B. FFT) und diese dann wieder löschen, so kann es sein, dass die History-Datei ihre Größe beibehält, also praktisch "Löcher" zurückbleiben. Um diese zu beseitigen, bewegen Sie die Maus über das Icon der betreffenden History-Datei und betätigen die rechte Maustaste. Ein Kontextmenü erscheint. Wählen Sie den Punkt "Compress History File" aus. Nach kurzer Zeit ist die History-Datei komprimiert.

Um Informationen über einen Datensatz zu erhalten, bewegen Sie die Maus über das korrespondierende Icon und betätigen ebenfalls die rechte Maustaste. Ein Kontextmenü erscheint. Einer der Menüpunkte ist "Operation Infos". Wählen sie diesen Punkt an. Es erscheint ein Fenster, das Informationen über die ausgeführte Transformation liefert.

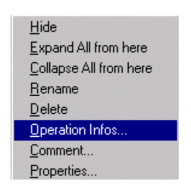


Abbildung 4-4: Kontext-Menü eines History-Knotens

Alternativ können Sie auch die Maus über ein offenes Datenfenster bewegen und dort die rechte Maustaste drücken.

Beim Schließen einer History-Datei durch das Klicken auf das (-)-Zeichen neben dem Buchsymbol werden auch automatisch alle mit der Datei verbundenen Datensatzfenster geschlossen.

Hier wollen wir zwei neue Begriffe einführen: **primäre** und **sekundäre** History-Dateien. Die primären History-Dateien haben wir bereits kennen gelernt, sie bevölkern den oberen Bereich des History-Explorers. Ihr besonderer Charakter ist, dass sie ein spezielles Roh-EEG und seine Verarbeitungsschritte repräsentieren. Die sekundären History-Dateien repräsentieren im Allgemeinen Operationen, die über verschiedene Knoten verschiedener primärer History-Dateien ausgeführt werden. Ein Beispiel dafür ist der Grand Average.

Diese sekundären History-Dateien haben also keinen eindeutigen Bezug mehr zu einem speziellen Rohdaten-EEG. Sekundäre History-Dateien werden im unteren Bereich des History-Explorers abgelegt. Sie können sekundäre History-Dateien auch in gleicher Form umbenennen oder löschen wie oben bei den History-Knoten beschrieben. Primäre History-Dateien können Sie innerhalb des Analyzer nicht umbenennen oder löschen.

Mit Hilfe der Maus können Sie den Trennbalken zwischen primären und sekundären History-Dateien im History-Explorer nach unten oder oben verschieben.

Den einzelnen Transformationen können Sie auch Farben zuordnen, die im korrespondierenden Icon des History-Explorer und in der Randbegrenzung der Views auftauchen. Das Farbgebungsmenü erreichen sie unter **Configuration** > **Preferences...** im Reiter **Transformation Colors**.

Sie finden hier die folgenden Optionen:

- "Use Different Colors to Indicate Different Transformations."
  Hier entscheiden Sie, ob Sie verschiedene Transformationen unterschiedlich einfärben wollen.
- "Add a Color Frame Around the Views."
  Wenn Sie diese Option einschalten, so werden die Views mit der entsprechenden Farbe umrahmt. Der Unterpunkt "Width of color frame" legt die Breite des Rahmens in Bildschirmpixeln fest.
- "Press Color Button to Change a Color:"
  In dieser Tabelle können Sie die Farbzuordnung vornehmen.

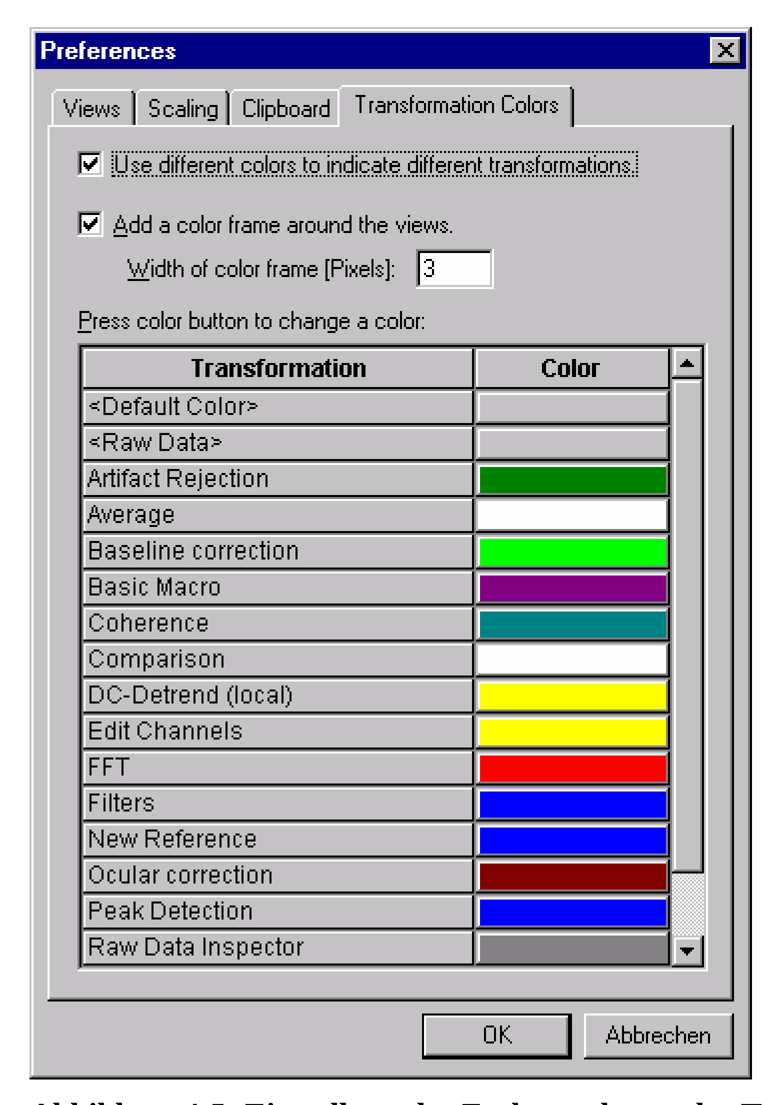


Abbildung 4-5: Einstellung der Farbzuordnung der Transformationen

In den folgenden Kapiteln wird detaillierter auf die verschiedenen Möglichkeiten des Analyzers eingegangen.

5. Segmentierung

Hier wollen wir kurz den Begriff der Segmentierung erläutern, da in den nächsten Kapiteln wiederholt darauf Bezug genommen wird.

Unter Segmentierung verstehen wir die Unterteilung des EEGs in Teilabschnitte. Segmentiert werden kann nach verschiedenen Kriterien. Wir verwenden Segmentierung für die folgenden Fälle:

- Als Vorstufe zur Analyse von evozierten Potentialen. Hierbei werden Epochen gleicher Länge relativ zu einem Referenzmarker (z.B. zu einem Stimulus) erzeugt. Es entsteht ein resultierender Datensatz aus aneinander gehängten Segmenten bzw. Epochen. Aufgrund der umfangreichen Möglichkeiten, die die Segmentierung im Analyzer bietet, können auch Mittelungen nach komplexen Reizbedingungen (z.B. verhaltensabhängige Bedingungen) durchgeführt werden.
- Zur Vorbereitung separater Verarbeitungsschritte von verschiedenen Abschnitten eines EEGs, z. B. für die Analyse verschiedener Stadien vor und nach einer Medikamentengabe. In diesem Falle werden Abschnitte entweder manuell oder nach einem festen Zeitraster ausgewählt und in neue Datensätze innerhalb der History-Datei umgewandelt, die separat analysiert werden können.

Abhängig davon, ob ein Datensatz vor oder nach der Segmentierung betrachtet wird, können Sie Ihre Präferenzen bezüglich der Starteinstellung von Montagen und Views beim Öffnen von neuen Datenfenstern eingeben. Montagen und Views werden in den nächsten Kapiteln erläutert.

Weitere Informationen über das Segmentieren finden Sie im Kapitel "Transformationen", Unterkapitel "Segmentation".

6. Montagen

Montagen ermöglichen eine softwaremäßige Neuverschaltung von Kanälen, also die Zuordnung neuer Referenzen (Spannungsbezugspunkte) zu den Kanälen.

Sie dienen hier aber auch der Optimierung der Darstellung, indem z. B. Frontal-Elektroden in einer Montage zusammengefasst werden und Okzipital-Elektroden in einer anderen. In diesem Falle werden nach Anwahl einer Montage nur die ihr zugeordneten Kanäle angezeigt. Auch die Reihenfolge der Kanäle lässt sich in der Montage ändern, so dass ursprünglich nicht benachbarte Kanäle nebeneinander dargestellt werden können. Ein Kanal kann auch mehrfach in einer Montage auftauchen.

Eine weitere wichtige Eigenschaft einer Montage im Analyzer ist es, dass ihr auch bestimmte Darstellungsparameter, wie z.B. Position und Größe eines Kanals in einem Head-View zugeordnet werden können. Ein Head-View ist eine Darstellungsart, in der die Kanäle frei im Darstellungsfenster positioniert werden können. Ihre Größe kann individuell verändert werden. Die Möglichkeit der Head-View-Option wird im nächsten Kapitel genauer erläutert.

Eine Montage dient ausschließlich der Visualisierung, d.h. die neuen Daten existieren nur temporär und verändern die ursprünglichen Daten nicht.

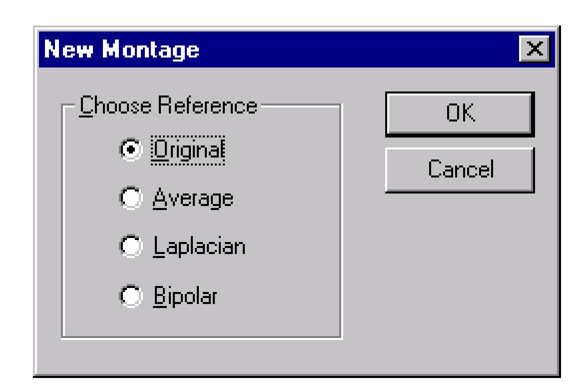


Abbildung 6-1: Eingangsdialog für eine neue Montage

Um eine neue Montage anzulegen, wählen Sie im Menü **Display Montage -> New...**. Ein Dialog erscheint und fragt Sie nach der Referenzart, die in der neuen Montage verwendet werden soll. Zur Auswahl stehen vier Möglichkeiten:

- **Original.** Hier wird keine neue Referenz berechnet. Diese Montageart dient nur der Gruppenbildung von Kanälen, bzw. ihrer optimierten Darstellung wie oben erläutert.
- **Average.** Hier wird die Average-Referenz berechnet, d.h. der Mittelwert aller ausgewählten Kanäle wird als Referenz benutzt.
- **Laplacian.** Quellenableitung nach Hjorth. Es handelt sich hier um ein aus der Laplace-Transformation abgeleitetes Verfahren, bei dem aus mehreren Nachbarelektroden eines Kanals die Referenz berechnet wird.
  Um die Nachbarelektroden zu ermitteln, braucht das Programm Informationen über die Position der Elektroden. Haben Sie Elektrodennamen nach 10/10 oder 10/20 bei der

Aufnahme verwendet, so sollte das Programm über diese Informationen verfügen. Haben Sie allerdings andere Kanalnamen verwendet, so können Sie mit Hilfe der Transformationskomponente "Edit Channels" die korrekten Koordinaten eingeben.

- **Bipolar**, bipolare Verschaltung. Es werden Differenzen zwischen verschiedenen Kanälen gebildet.

Wählen Sie eine der vier Referenziermöglichkeiten aus. Am Anfang nehmen Sie vielleicht die einfachste, die Original-Referenz.

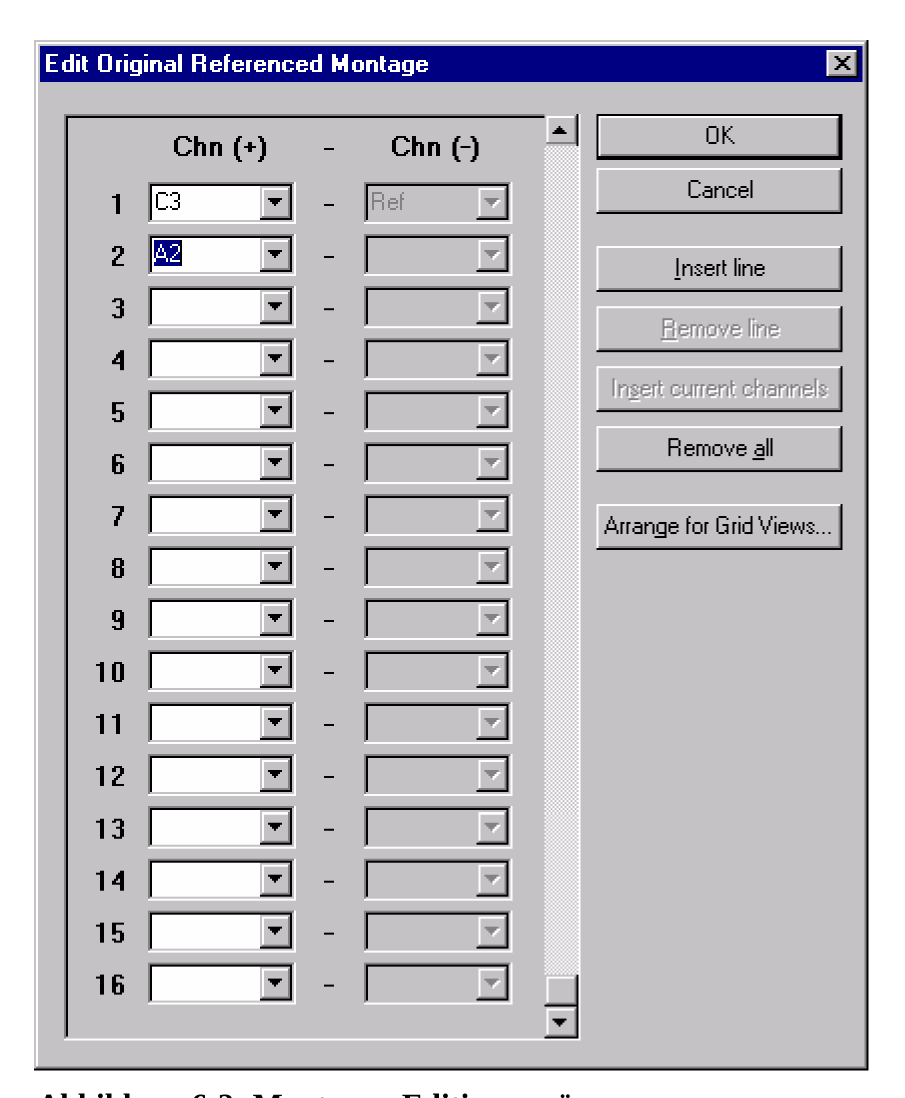


Abbildung 6-2: Montagen-Editiermenü

Nach dem Klicken auf dem OK-Button, befinden Sie sich in dem Editiermenü für die Elektroden. Sie erkennen zwei Spalten, überschrieben mit "Chn (+)" und "Chn (-)", die die Kanäle und ihre Referenzkanäle angeben. Wenn Sie nicht die bipolare Referenz gewählt haben, ist die zweite Spalte nicht zugänglich. Rechts unter den obligatorischen "OK" und "Cancel"-Buttons befinden sich weitere Buttons:

- **Insert Line**. Dieser Button wird zugänglich, wenn Sie einen Text in das erste Feld des ersten Kanals geschrieben haben. Wenn Sie den Button drücken, fügt das Programm eine neue Zeile oberhalb der aktuellen Zeile ein.
- **Remove Line**. Damit können Sie die aktuelle Zeile löschen, sofern sie nicht die letzte Zeile ist.
- **Insert Current Channels**. Dieser Button wird zugänglich, wenn Sie keine bipolare Montage gewählt haben, außerdem ein Datenfenster aktiviert ist und die Montageliste leer ist. Drücken Sie diese Taste, so werden alle Kanäle des aktuellen Datenfensters in ihrer Originalreihenfolge in die Montage kopiert. Sie können nun z.B. durch Löschen und Einfügen einzelner Kanäle evtl. schneller zur gewünschten Montage kommen.
- **Remove All**. Sobald ein Eintrag vervollständigt wurde, wird dieser Button zugänglich. Betätigen Sie diesen Button, wird nach einer Sicherheitsabfrage der gesamte Inhalt der Montage gelöscht.
- **Arrange for Grid Views...**. Dieser Button führt zu einem weiteren Dialog in dem die Kanäle für die Grid-Views angeordnet werden können. Weitere Informationen hierüber finden Sie Kapitel "Views", Unterkapitel "Grid View".

Haben Sie die Quellenableitung gewählt, so erscheint am unteren Rand des Dialogs noch ein Eingabefeld, in das Sie die Anzahl der Nachbarelektroden eingeben können, die in die Referenz-Berechnung eingehen.

Bei der Eingabe der Kanäle können Sie die Kanalnamen entweder eintippen oder durch das Aktivieren der Auswahlmenüs einen Kanal auswählen. Ist ein Datenfenster aktiviert, stehen Ihnen dessen Kanäle als Auswahl zur Verfügung, ansonsten die Kanäle nach dem 10/10-System. Sie können aber auch beliebige Namen eintippen, die nicht in der Auswahl aufgelistet sind. Haben Sie die ersten 16 Kanäle ausgefüllt, so erreichen Sie mit dem Scrollbar die nächsten Kanäle.

Bei nicht-bipolaren Montagen füllt das Programm die Referenzkanal-Eingabe-Felder mit adäquaten Namen auf.

Nachdem Sie Ihre Montage definiert haben, klicken Sie auf den OK-Button. Sie werden nun aufgefordert, die Montage zu speichern. Geben Sie einen passenden Namen ein und speichern die Datei.

Um Ihre neue Montage auszutesten, stellen Sie zuerst sicher, dass ein aktives Datenfenster vorhanden ist. Klicken Sie dann das **Display Montage**-Menü an. Die Auswahl des Menüs hat sich erweitert, der Name Ihrer neuen Montage taucht hier auf. Wählen Sie Ihre neue Montage aus. Nun wird das EEG mit der Montage dargestellt. Um wieder die so genannte Standardmontage darzustellen, wählen Sie diese im **Display Montage** -Menü aus.

Wollen Sie eine vorhandene Montage ändern, so wählen Sie diese unter **Display Montage > Edit...** zuerst aus und editieren sie dann. Sie können den Referenztyp einer vorhandenen Montage nicht ändern. Nach dem Editieren werden Sie wieder gefragt, unter welchen Namen Sie die Montage abspeichern wollen. Sie können einen neuen Namen eingeben, um so aus einer vorhandenen Montage eine neue abzuleiten.

Um Ihnen ein schnelles Umschalten zwischen verschiedenen Montagen zu ermöglichen, können Sie den Montagen bestimmte Tastenkombinationen zuordnen. Nach Betätigen dieser Kombinationen werden die Montagen aktiviert. Unter **Display Montage** > **Options...** können Sie diese Zuordnungen festlegen. Die Montagen werden den Tastenkombinationen Strg-1 bis Strg-0 (englisch Ctrl-1 bis Ctrl-0) zugeordnet. Die Kombination Strg-1 ist der Standardmontage vorbehalten. Bei den anderen Kombinationen können Sie aus vorhandenen Montagen auswählen.

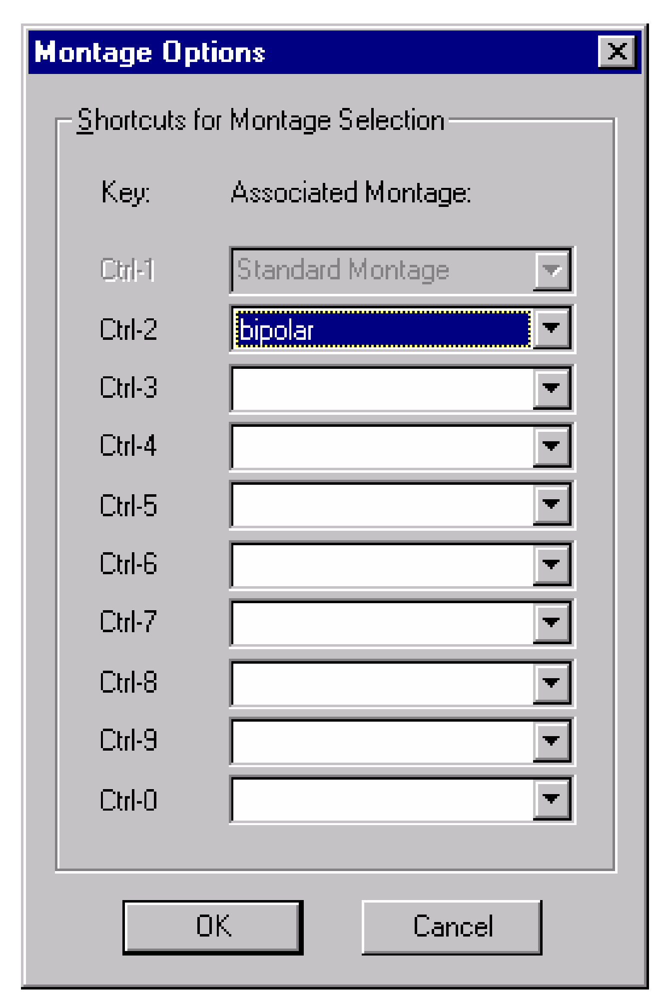


Abbildung 6-3: Auswahl von Tastenkombinationen für Montagen

Außerdem können sie eine Montage wählen, die aktiviert wird, wenn ein neues Datenfenster geöffnet wird. Wählen Sie dazu die Menüoption **Configuration** > **Preferences...** den Reiter **Views**. Hier können Sie, nach unsegmentierten und segmentierten Datensätzen getrennt, die Startmontage auswählen.

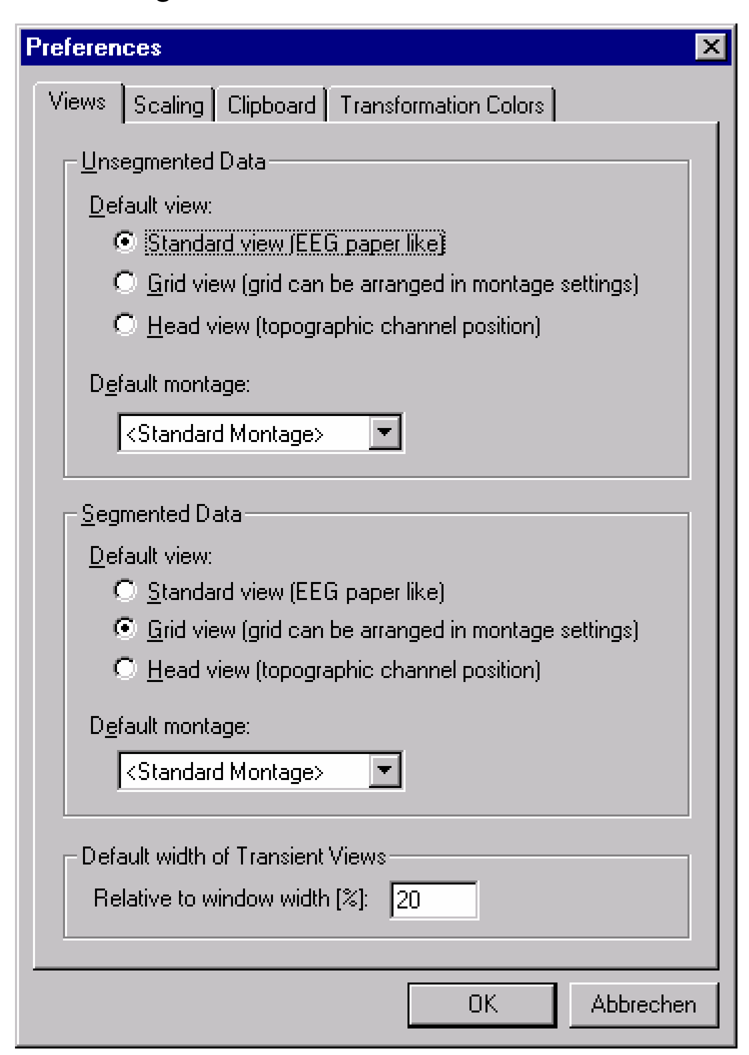


Abbildung 6-4: Auswahl der Startmontage ("Default Montage")

7. Views (EEG-Darstellungsarten)

7.1. Übersicht

Unter einem View verstehen wir die Darstellungsart des EEGs. d.h. z.B. wie die Kanäle im Fenster arrangiert sind. Sie haben dabei eine Vielzahl von Möglichkeiten, um die Darstellung zu ändern.

Bitte beachten Sie, dass die dargestellten Daten in ihrem Ursprung digitalisiert vorliegen. Es gibt also immer eine Grenze der möglichen Genauigkeit, die sich aus der Digitalisierungsrate ergibt.

Wir unterscheiden zwischen dem Standard-, dem Grid-, dem Head- und dem Mapping-View. Alle Views stehen für die Darstellung von Daten im Zeit- und im Frequenzbereich zur Verfügung.

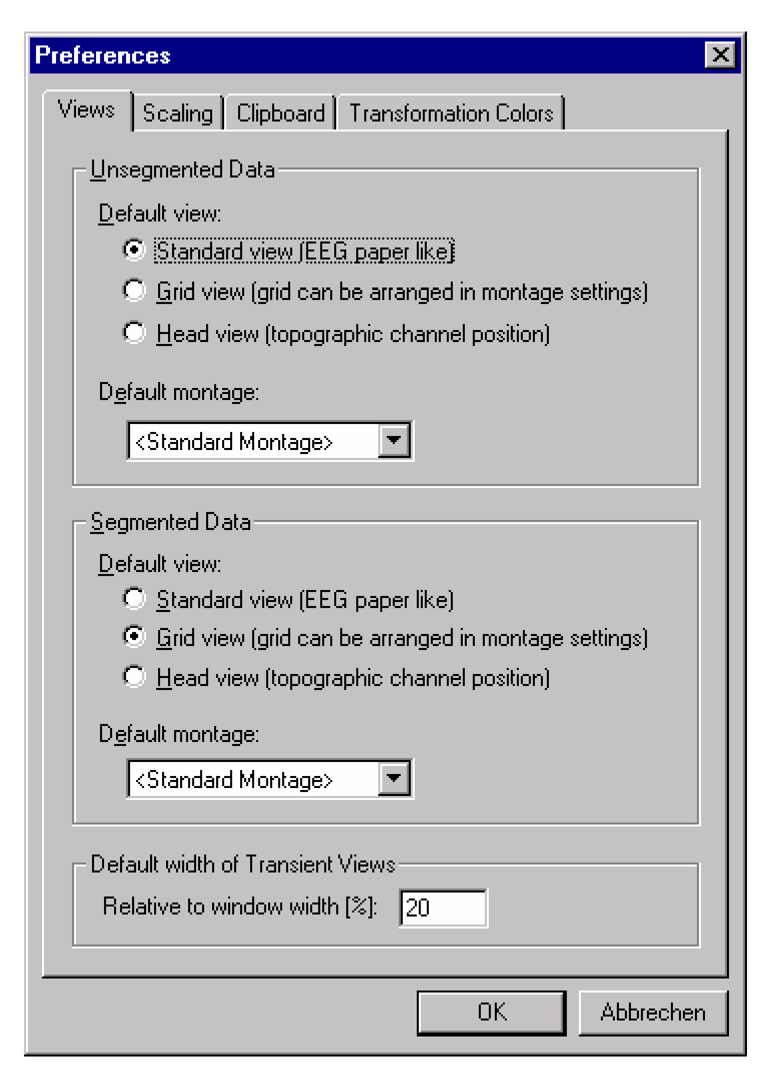


Abbildung 7-1: Auswahl des Start-Views ("Default View")

Sie können wählen, welcher View benutzt werden soll, wenn ein neues Datenfenster geöffnet wird. Wählen Sie dazu die Menüoption **Configuration** > **Preferences...**. Hier können Sie, unter dem Reiter **View** nach unsegmentierten und segmentierten Datensätzen getrennt, den Start-View wählen (außer Mapping-View).

Sie können auch einen neuen View für den aktuell dargestellten Datensatz öffnen. Wählen Sie dazu die Menüoption **Window** > **New Window** > **Standard View, Window** > **New Window** > **Grid View , Window** > **New Window** > **Head View, Window** > **New Window** > **Mapping View** oder **Window** > **New Window** > **3D Mapping View**.

Ein Datensatz lässt sich also gleichzeitig in mehreren Fenster darstellen.

Unter **Configuration** > **Preferences**, Reiter **Scaling** können Sie Ausgangsparameter für die Views einstellen. Hier können Sie für den Zeitbereich wählen: Polarität, Start mit korrigierter Baseline (nur Darstellung), Skalierung vor und nach dem Mitteln.

Im Frequenzbereich wählen Sie hier die Ausgangsskalierung vor und nach dem Mitteln.

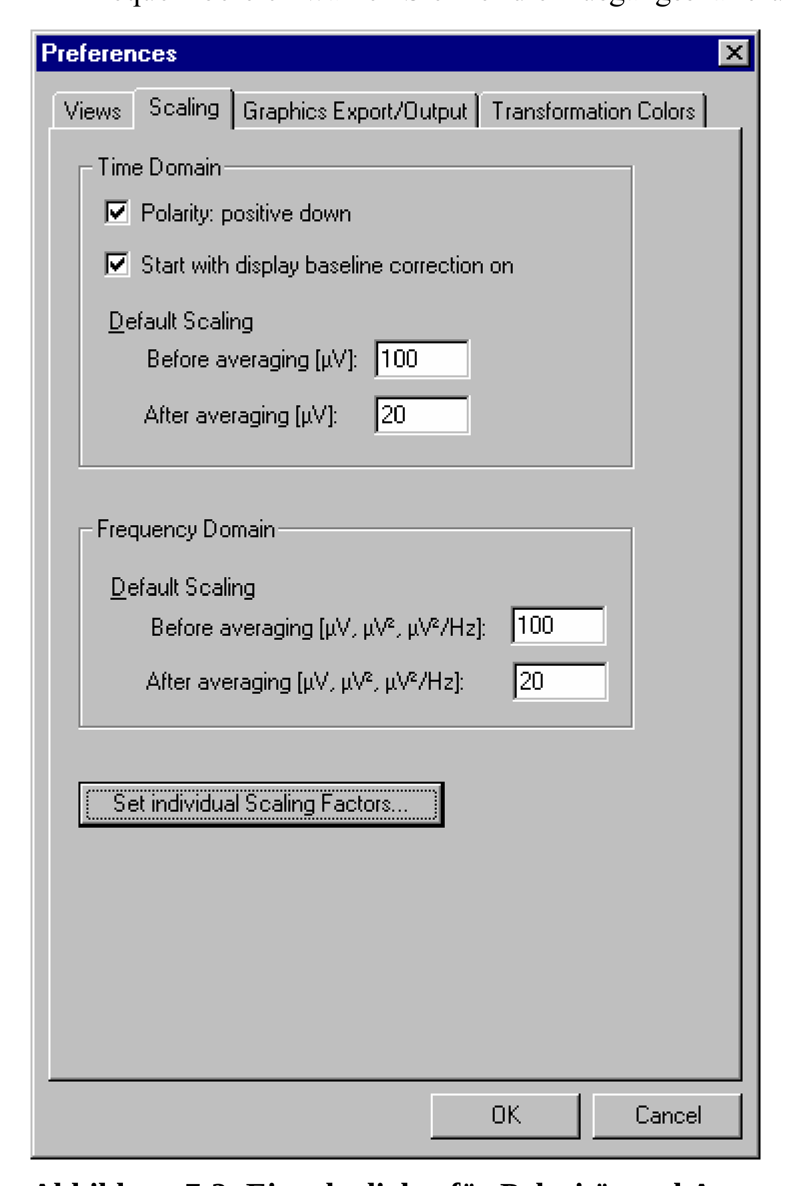


Abbildung 7-2: Eingabedialog für Polarität und Ausgangsskalierung

Unter "Set individual Scaling Factors" können Sie einzelne Kanäle eintragen, die abgeschwächt dargestellt werden sollen. Dies ist zum Beispiel bei EKG-Kanälen wünschenswert, da sie sonst stark in den Signalverlauf der EEG-Kanäle hineinragen. In der Tabelle geben Sie die Kanalnamen und die zugehörigen Skalierungsfaktoren ein, um die die

Signale abgeschwächt werden sollen. Diese Abschwächung wirkt sich nur auf die Darstellung und nicht auf die Daten aus.

Wenn Sie einen View geöffnet haben können Sie mit einigen Elementen der Werkzeugleiste die Darstellung des EEGs manipulieren.



Abbildung 7-3: Werkzeugleiste

Die für die Views relevanten Elemente sind im Einzelnen:

Überlagern von verschiedenen Datensätzen

Die dargestellte Zeit wird erhöht.

Die dargestellte Zeit wird verringert.

S Einstellen einer individuell zu wählenden dargestellten Zeit

R Zurücksetzen des dargestellten Intervalls auf den voreingestellten Wert (Configuration > Preferences)

Sg Segment-Volldarstellung. Dieser Button schaltet die Darstellung so um, dass genau ein Segment dargestellt wird. Der Button ist nur zugänglich, bei ausreichend kleinen Segmenten.

Die Skalierung (Empfindlichkeit) wird erhöht.

Die Skalierung (Empfindlichkeit) wird verringert.

Die Anzahl der dargestellten Kanäle wird verringert.

Die Anzahl der dargestellten Kanäle wird erhöht.

Gehe zur nächsten Kanalgruppe, nur zugänglich bei der Darstellung einer reduzierten Kanalanzahl.

Gehe zur vorhergehenden Kanalgruppe, nur zugänglich bei der Darstellung einer reduzierten Kanalanzahl.

Baseline-Korrektur ein/aus. Hierbei wird nur die Baseline der Darstellung verändert, nicht die Daten selbst.

IS Einstellung der Skalierung

IR Rücksetzen der Skalierung auf den ursprünglichen Wert

Hier können Optionen für die verschiedenen Views eingestellt werden. Die Optionen werden in den folgenden Unterkapiteln erläutert.

"Marker Edit Mode", schaltet den Marker-Edit-Modus ein oder aus. Der Modus wird im Kapitel "Manuelles Setzen von Markern" erläutert.

Schaltet den History-Explorer ein/aus.

Kaskadiert alle View-Fenster.

Stellt die View-Fenster nebeneinander dar.

Stellt die View-Fenster untereinander dar.

Für die Bewegungen in der Zeitachse ist die Navigationsleiste zuständig.

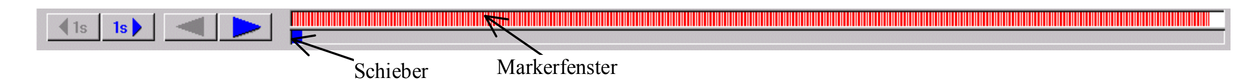


Abbildung 7-4: Navigationsleiste

Die Tasten links (1s) erlauben das Navigieren um eine Sekunde vor/zurück, bzw. wenn ein Ausschnitt ≤ 1s groß ist, 100 ms vor/zurück.

Die folgenden Tasten schalten um das dargestellte Intervall minus eine Sekunde vor/zurück, d.h. die nacheinander dargestellten Intervalle überlagern sich um eine Sekunde.

Rechts neben den Tasten finden Sie das Markerfenster und unter diesem das Schieberfenster. Beide Fenster repräsentieren in ihrer Breite das Gesamt-EEG. Der blaue Schieber repräsentiert dabei den aktuell dargestellten Ausschnitt.

Sie können den Schieber mit der linken Maustaste greifen und nach links und rechts bewegen. Lassen Sie ihn los, wird die EEG-Darstellung entsprechend aktualisiert.

Sie können aber auch mit der linken Maustaste sowohl in das Markerfenster als auch in das Schieberfenster klicken. In diesem Falle wird die EEG-Darstellung entsprechend positioniert.

Wenn Sie die rechte Maustaste im Markerfenster betätigen, so erscheint ein Kontextmenü, in dem Sie die darzustellenden Markertypen auswählen können.

Die nächsten Unterkapitel erläutern die Besonderheiten von Standard-, Grid-, Head- und Mapping-View.

7.2. Standard-View

Der Standard-View entspricht in der Darstellung dem Papier-EEG. Die Kurven sind untereinander dargestellt. Der Standard-View ist der übliche View für Spontan-EEG-Analysen.

Sie können durch Doppelklicken auf einen Kanalnamen diesen Kanal für sich alleine darstellen. Ein weiterer Doppelklick auf den Kanalnamen führt zurück in die ursprüngliche Darstellung.

Wollen Sie eine Auswahl von Kanälen darstellen, so markieren Sie alle darzustellenden Kanäle in der gewünschten Reihenfolge mit einem einfachen Mausklick. Ein Doppelklick auf den zuletzt ausgewählten Kanalnamen zeigt dann die Auswahl an. Ein weiterer Doppelklick auf einen der Kanalnamen führt zurück in die ursprüngliche Darstellung.

Sie können bei der Auswahl die Markierung eines Kanals durch nochmaliges Anklicken wieder löschen. Dabei müssen Sie aber beachten, dass ein wenig Zeit verstreicht, bevor Sie den Namen erneut anklicken können (ca. 0,5 - 1 s), da das System sonst die beiden Klicks als Doppelklick interpretiert.

Um die Skalierungsbars auf der linken Seite ein- oder auszuschalten, betätigen Sie den folgenden Button auf der Werkzeugleiste:

"Set Display Features"

Es erscheint ein Dialog, in dem Sie die Skalierungsbars ein- oder ausschalten können.

7.3. Grid-View

Im Grid-View werden die Kanäle in einem Gittermuster angeordnet. Bei der Standardmontage wird ein Muster vorgegeben. Bei anderen Montagen können Sie das Muster selbst im Montagen-Editier-Dialog unter "Arrange for Grid Views..." (s. a. Kapitel "Montagen") definieren. Hier können Sie die gewünschte Anzahl der Zeilen und Spalten des Kanalgitters eingeben. Mit der Taste "Refresh" wird das dargestellte Gittermuster dann aktualisiert. Nun können Sie mit der Maus die Kanäle und die leeren Zwischenräume arrangieren.

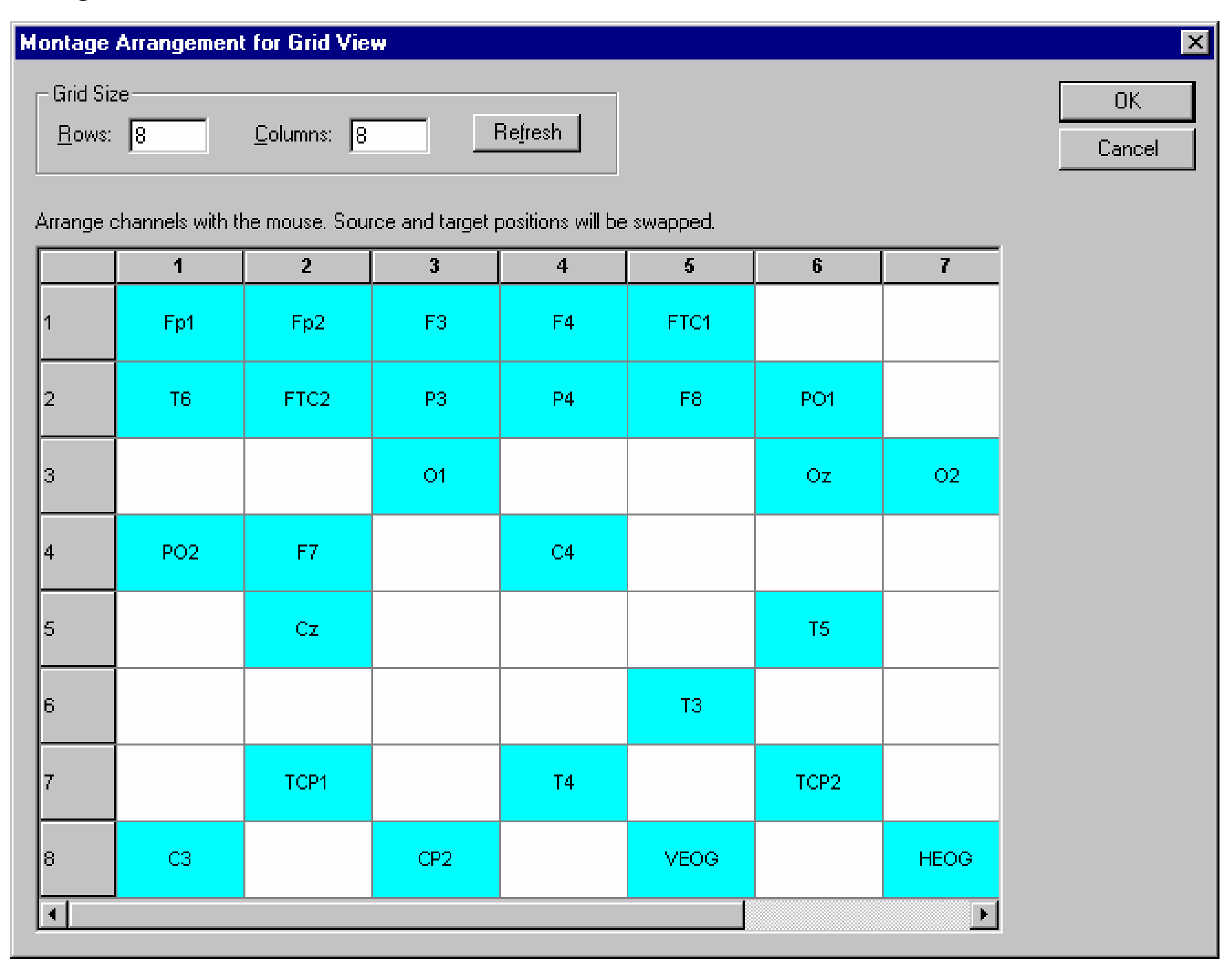


Abbildung 7-5: Grid-Definitionsdialog

Um den weiteren Ausführungen zu folgen, sollten Sie ein EEG darstellen und dann über den Menüpunkt **Window** > **New Window** > **Grid View** einen Grid-View aktivieren.

Wollen Sie zwei oder mehr Kanäle überlagern, so bewegen Sie einen Kanal über einen anderen, so dass sich die oberen linken Ecken beider Kanäle decken. Die Rahmenfarbe des Bewegungsindikators ändert sich in rot. Laden Sie den Kanal ab, indem Sie die linke Maustaste loslassen. Sie sehen zwei überlagerte Kanäle. Der Originalkanal, den Sie bewegt hatten, befindet sich weiterhin an seiner ursprünglichen Stelle. Sie können diesen Vorgang mit verschiedenen Kanälen beliebig oft wiederholen. Sobald ein Overlay vorhanden ist, erscheint rechts oben im Datenfenster ein Button "Clear Overlays". Wenn Sie ihn betätigen, verschwinden die Overlays.

Um einen Kanal, mit oder ohne überlagerten Kanälen, Format füllend darzustellen, doppelklicken Sie auf den Kanalnamen. Der Kanal nimmt das gesamte Datenfenster ein.

Jetzt können Sie auch das so genannte Delta-Tool anwenden. Wenn Sie dieses durch den Button "Delta Tool" aktivieren, können Sie mit der Maus Strecken vermessen.

Außerdem steht Ihnen ein Mapping-Tool zur Verfügung, mit dem Sie Maps an beliebigen Positionen der Kurve darstellen können. Aktivieren Sie das Tool mit dem Button "Mapping Tool". Klicken Sie nun an beliebiger Stelle auf die Kurve. Eine Map erscheint, die Sie mit der Maus verschieben können.

Zurück zur ursprünglichen Darstellung kommen Sie, indem Sie noch einmal doppelt auf den Kanalnamen klicken.

Sie können verschiedene Darstellungsparameter für den Grid-View einstellen, indem Sie den folgenden Button auf der Werkzeugleiste betätigen:

"Set Display Features"

Daraufhin erscheint ein Registerdialog mit den Einstellmöglichkeiten. Er bietet in drei verschiedenen Reitern umfangreiche Einstellmöglichkeiten.

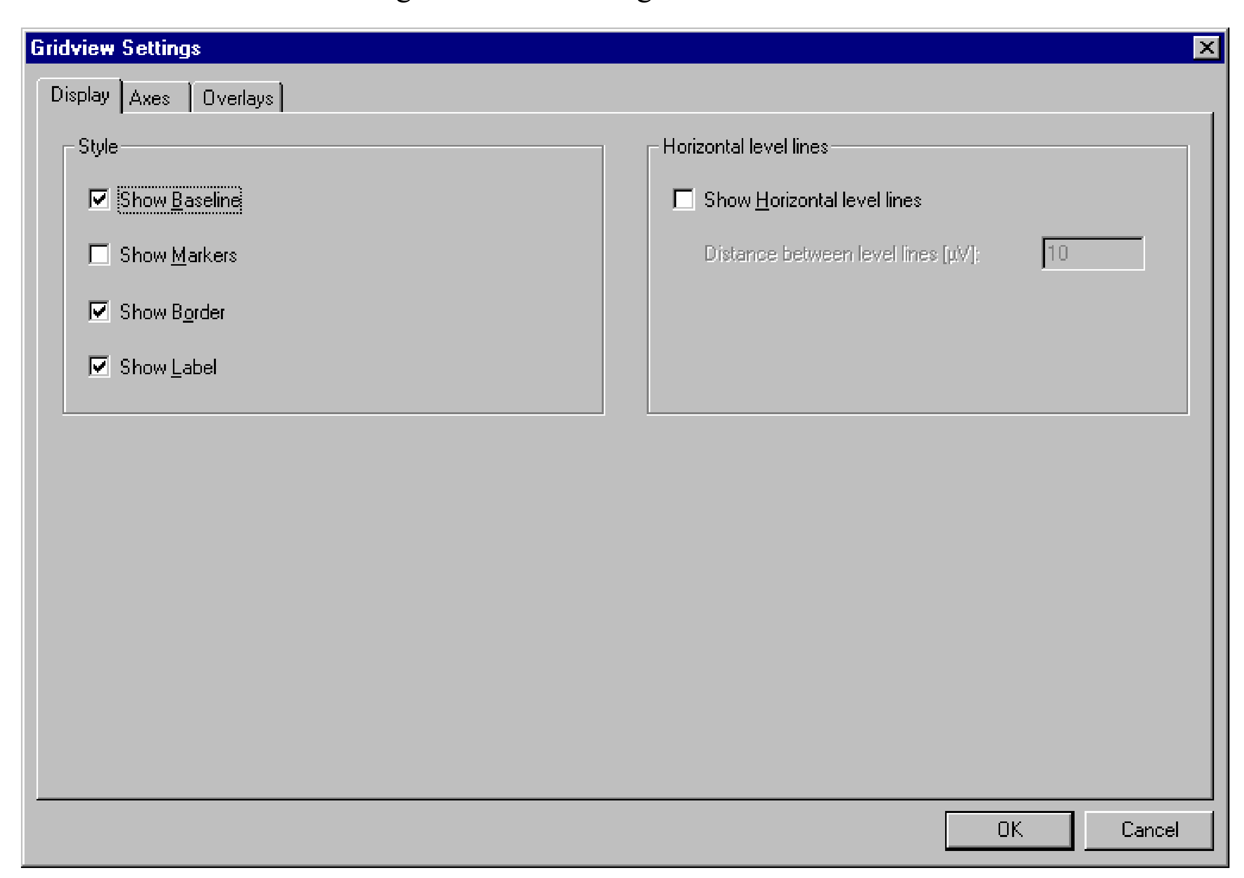


Abbildung 7-6: Grid-View Einstellungen, Reiter "Display"

Im Reiter **Display** haben Sie die folgenden Einstellmöglichkeiten:

- "Show Baseline", anzeigen der Nulllinie
- "Show Markers", ein-, ausschalten der Markerdarstellung

- "Show Border", Rahmen ein-, ausschalten
- "Show Label", Kanalnamen ein-, ausschalten
- "Show Horizontal Level Lines", ein-, ausschalten von horizontalen Niveaulinien.
  Hier lässt sich auch die Distanz zwischen den Linien in µV eingeben.

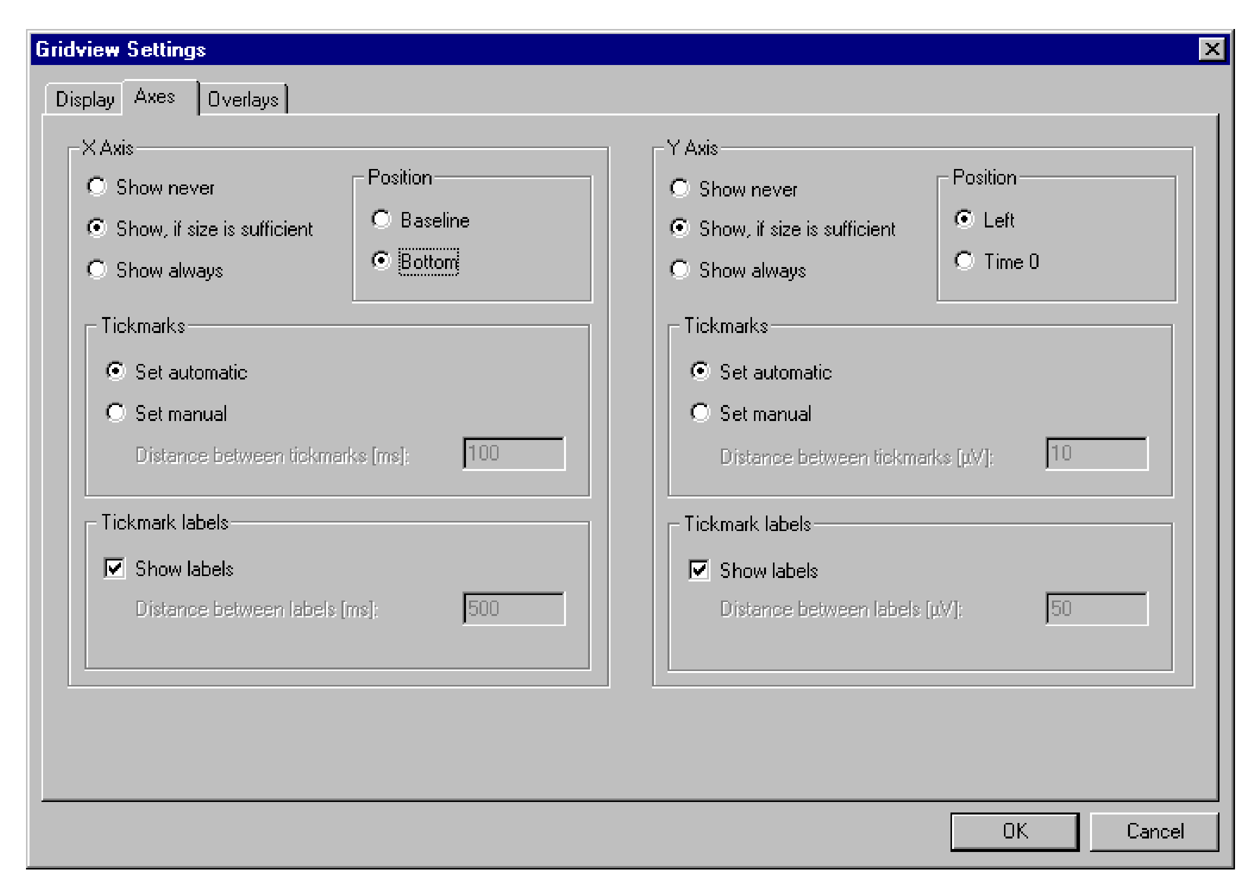


Abbildung 7-7: Grid-View Einstellungen, Reiter "Axes"

Der Reiter **Axes** gibt Ihnen die Möglichkeit X- und Y-Achsen nach Ihren Bedürfnissen einzustellen.

Im Einzelnen haben Sie die folgenden Möglichkeiten, die Sie getrennt für X- und Y-Achse wählen können:

- "Show Never", "Show, if Size is Sufficient" oder "Show Always"
  Hier können Sie entscheiden, ob die Achse überhaupt nicht, nur bei ausreichendem Platz oder aber immer gezeigt wird.
- "Position"
  Für die X-Achse wählen Sie entweder die Position "Baseline" für die Nulllinie, oder aber "Bottom" für unten.
  Für die Y-Achse wählen Sie entweder "Left" für links, oder "Time 0" für den Zeitpunkt 0.
- "Tickmarks"
  Hier stellen Sie die Achsenunterteilungsabstände ein. Sie lassen sich entweder automatisch berechnen ("Set Automatic") oder von Hand einstellen ("Set Manual"). Im letzteren Falle können Sie die Abstände in ms bzw. µV eingeben.

- "Tickmark Labels"
  Hier stellen Sie ein, ob die Achsunterteilungen beschriftet werden sollen, und wenn ja, in welchen Abstand.

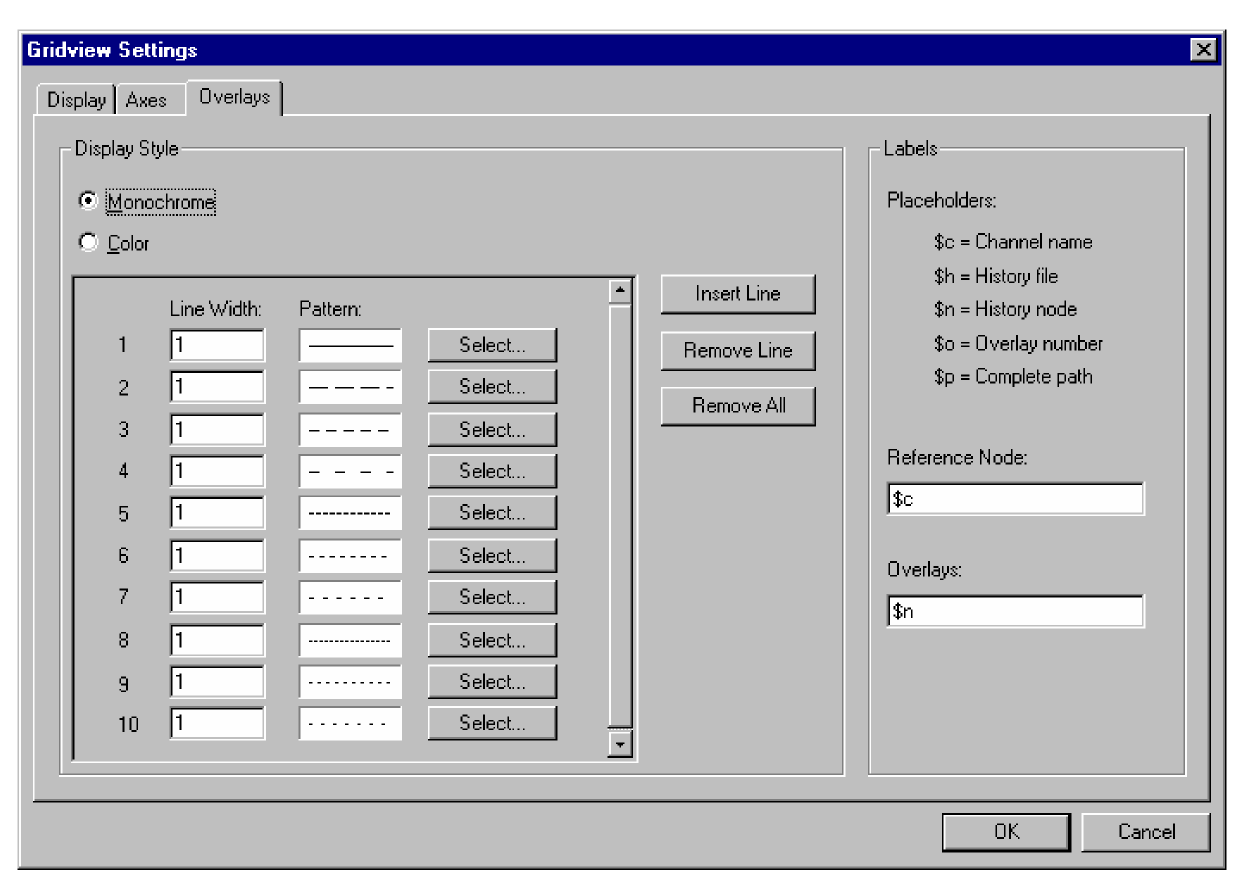


Abbildung 7-8: Grid-View Einstellungen, Reiter "Overlays"

Der Reiter **Overlays** beinhaltet Einstellungen, die überlagerte Kurven betreffen.

Sie können hier das Aussehen und die Beschriftung der überlagerten Kurven einstellen. Eine Tabelle ermöglicht Ihnen die separate Einstellung für jede überlagerte Kurve. Dafür gibt es die folgenden Optionen:

- "Monochrome" bzw. "Color"
  Diese Option besagt, ob die Overlays in schwarz/weiß oder in Farbe dargestellt werden sollen. Wählen Sie schwarz/weiß, so erscheinen in der Tabelle Linienmuster ("Pattern"), ansonsten Farben ("Color") für verschiedene überlagerte Kurven.

- "Line Width"
  Hier stellen Sie die Linienbreite ein.

- "Insert Line", "Remove Line" und "Remove All"
  Sie können an der aktuellen Position eine weitere Zeile einfügen, die aktuelle Zeile löschen oder aber die gesamte Tabelle löschen.

- "Reference Node", "Overlays"
  Hier definieren Sie, wie der Referenzkanal und der/die überlagerte(n) Kanäle bezeichnet werden. Diese Einträge haben nur Einfluss, wenn Datensätze überlagert werden, wie im Unterkapitel "Überlagern von verschiedenen Datensätzen" weiter unten erläutert.

Für die Namensgebung können Sie auch so genannte Platzhalter verwenden, die bei der Darstellung der Kurven durch aktuelle Werte ersetzt werden. Ein Platzhalter ist z.B. "$n". Wird dieser Platzhalter verwendet, so wird er durch den Namen des betreffenden Datensatzes verwendet. Nachfolgend finden Sie eine Liste der verfügbaren Platzhalter.

Platzhalter	Bedeutung
$c	Kanalname
$h	Name der History-Datei
$n	Name des zugehörigen Datensatzes
$o	Ordinalnummer der Kurve
$p	voller History-Pfad mit allen Zwischenschritten vom Roh-EEG bis zum aktuellen Datensatz

Abbildung 7-9: Tabelle der möglichen Platzhalter

7.4. Head-View

Der Head-View ermöglicht, wie sein Name schon sagt, eine Art von Kopfdarstellung Ihrer Daten.

Um den Ausführungen hier zu folgen, sollten Sie ein EEG darstellen und dann über **Window** > **New Window** > **Head View** einen Head-View aktivieren.

Es erscheint ein View, in dem ein stilisierter Kopf gezeichnet ist. Alle Kanäle, deren Kopfpositionen dem Programm bekannt sind, werden entsprechend am Kopf angeordnet. Alle anderen werden links vom Kopf gruppiert.

Haben Sie Elektrodennamen nach 10/10 oder 10/20 bei der Aufnahme verwendet, so sollte das Programm über diese Informationen verfügen. Haben Sie allerdings andere Kanalnamen verwendet, so können Sie mit Hilfe der Transformationskomponente "Edit Channels" die korrekten Koordinaten eingeben.

Um die Größe der Kanäle zu ändern, positionieren Sie die Maus über die rechte untere Ecke irgendeines Kanals, bis sich der Mauscursor in einen Doppelpfeil verwandelt. Nun drücken Sie die linke Maustaste, halten Sie gedrückt und bewegen die Maus ein wenig in Richtung links oben. Lassen Sie nun die Maustaste los. Der Kanal ist kleiner geworden. Sie könnten das mit allen Kanälen wiederholen, was aber ein wenig langwierig wäre. Stattdessen wiederholen Sie noch einmal die Operation von eben, drücken und halten aber die Shift-Taste (Umschalttaste) bevor sie die linke Maustaste wieder loslassen. Nun haben alle Kanäle die gleiche neue Größe.

Um die Kanäle jetzt wieder in die richtige topografische Position zu kommen, betätigen Sie den Button:

"Set Display Features"

Ein Dialog mit den gleichen Einstellungen wie beim Grid-View (siehe vorhergehenden Abschnitt) erscheint. Zusätzlich finden Sie hier den Button "Move Channels to Topographic Positions". Betätigen Sie ihn, so springen die Kanäle wieder an ihre topografische Position.

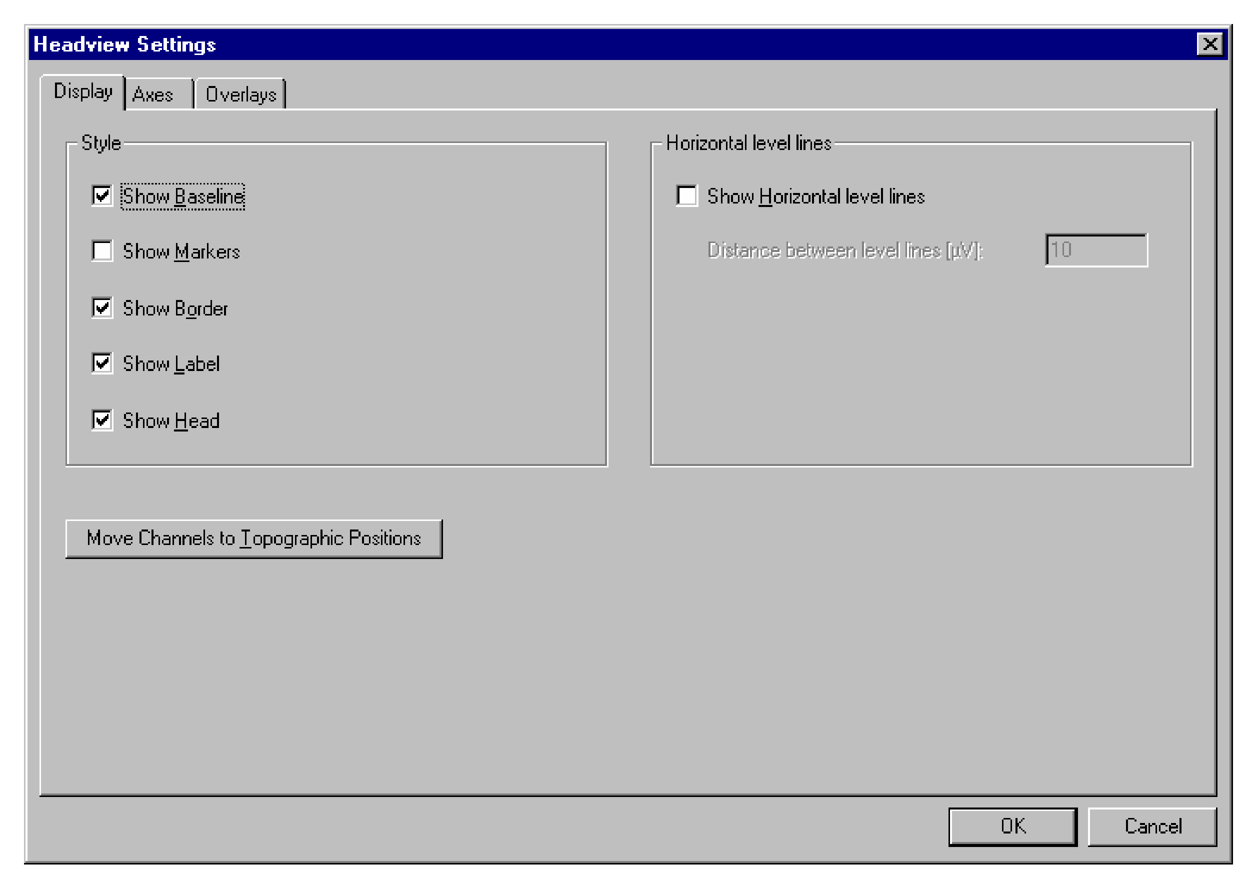


Abbildung 7-10: Head-View Einstellungen

Sie können von Hand die Position der Kanäle noch optimieren, indem Sie die Maus über einen Kanalnamen führen, die linke Maustaste drücken, gedrückt halten, und dann die Maus an die gewünschte Position bewegen. Laden Sie den Kanal dann ab, indem Sie die linke Maustaste loslassen.

Beachten Sie bitte, dass die Kanalpositionen und Größen der aktuellen Montage zuordnet werden! Die Standardmontage speichert **keine** Einstellungen. Sie sollten also immer eine Montage definieren, wenn Sie eine bestimmte Kanalanordnung speichern wollen.

Alle weiteren Optionen entsprechen denen des Grid-Views.

7.5. Mapping-View

Hier werden topographische Maps erzeugt, die die Spannungsverteilung auf dem Kopf im Zeit- oder Frequenzbereich darstellen.

Um die Maps darstellen zu können, braucht das Programm Informationen über die Position der Elektroden. Haben Sie Elektrodennamen nach 10/10 oder 10/20 bei der Aufnahme verwendet, so sollte das Programm über diese Informationen verfügen. Haben Sie allerdings andere Kanalnamen verwendet, so können Sie mit Hilfe der Transformationskomponente "Edit Channels" die korrekten Koordinaten eingeben. Informationen über das verwendete Koordinatensystem finden Sie im Anhang B.

Über den folgenden Button der Werkzeugleiste können Sie Ansichten und andere Parameter der Maps einstellen.

"Set Display Features"

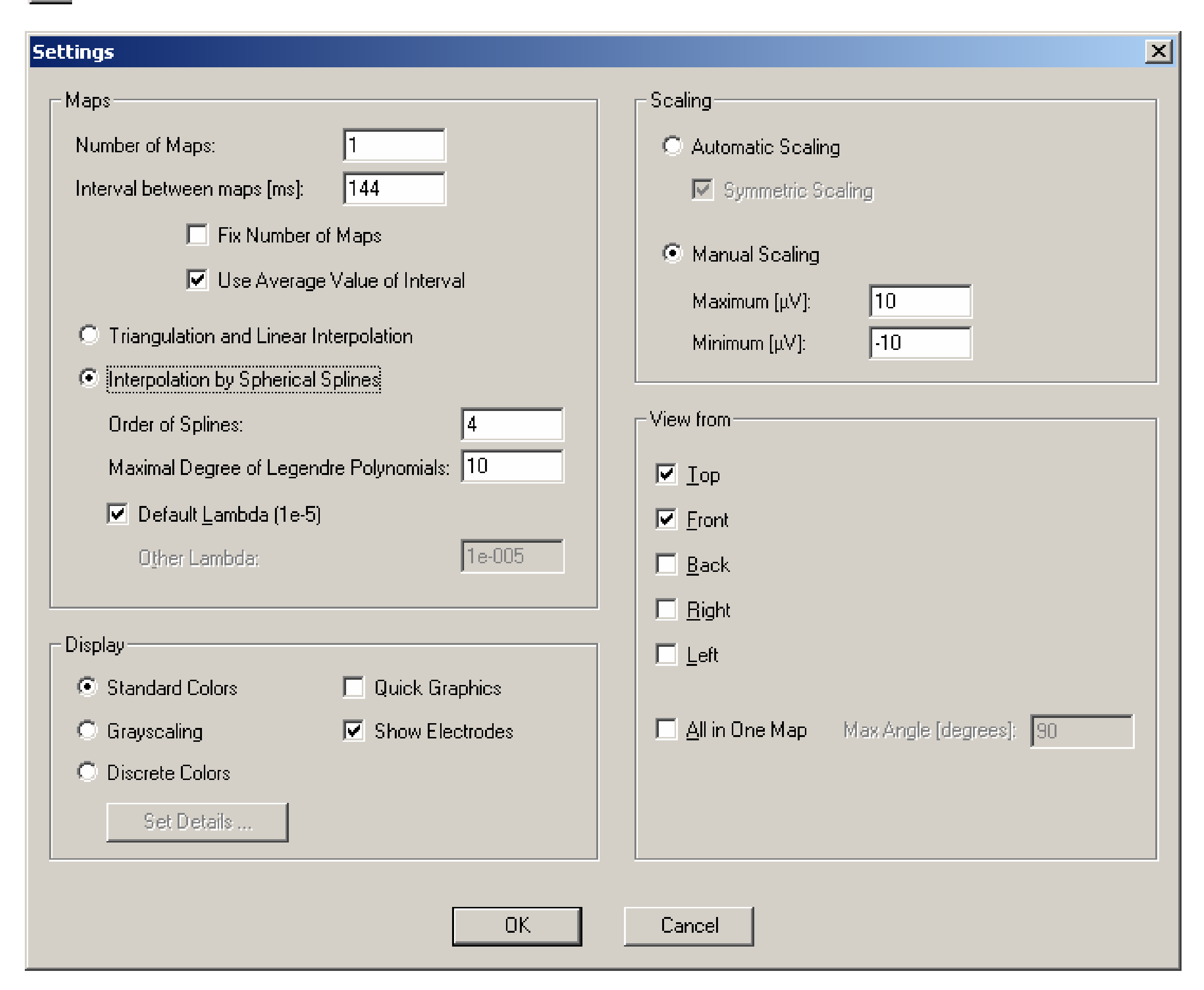


Abbildung 7-11: Einstellmöglichkeiten des Mapping-Views

Der Dialog gibt Ihnen die folgenden Einstellmöglichkeiten:

- "Number of Maps", Anzahl der Maps, die gleichzeitig dargestellt werden sollen.

- "Interval Between Maps", Abstand zwischen zwei Maps in ms für Zeitdaten und in Hertz für Frequenzdaten.
- "Fix Number of Maps", feste Anzahl von Maps
  Es gibt zwei Möglichkeiten, die Anzahl der Maps festzulegen: direkt oder indirekt über das Intervall zwischen zwei Maps. Wird eine Größe eingestellt, so wird die andere automatisch berechnet. Die Einstellung *Fix Number of Maps* betrifft den Fall, dass in einem Mapping-View die Breite des darzustellenden Gesamtintervalls manuell verändert wird. Ist die Option *Fix Number of Maps* gesetzt, so wird die Anzahl der dargestellten Maps konstant gehalten, also das Zwischenintervall entsprechend angepasst. Ist die Option nicht gesetzt, so wird das Zwischenintervall konstant gehalten und die Anzahl der Maps entsprechend verändert.
- "Use Average Window of Interval"
  Wenn diese Option aktiviert wird, so wird der Mittelwert des gewählten Intervalls für die Berechnung der Maps verwendet, sonst nur der erste Punkt des Intervalls.

Die folgenden Algorithmen zur Berechnung können Sie auswählen:

- "Triangulation and Linear Interpolation", Triangulierung und lineare Interpolation, Erläuterungen zu diesem Algorithmus finden Sie weiter unten.
- "Interpolation by Spherical Splines", Interpolation mit sphärischen Splines, auch dieser Algorithmus ist weiter unten erläutert.

Weitere Einstellmöglichkeiten sind:

- "Quick Graphics", schneller Grafikaufbau
  Im QuickGraphics-Modus wird nicht jeder Bildschirmpunkt der Map berechnet. Stattdessen werden nur die Werte an den Punkten eines Rechteckrasters mit einer bestimmten Auflösung berechnet. Anschließend wird jedes Rechteck des Rasters mit der berechneten Farbe gefüllt. Das Ergebnis ist eine Map mit geringerer Auflösung, die dafür wesentlich schneller berechnet werden kann.
- "Grayscaling", Graustufendarstellung
  Nach dem Aktivieren dieser Option wird von der Farbdarstellung in eine Graustufendarstellung umgeschaltet.
- "Show Electrodes", anzeigen der Elektroden
  Ist diese Checkbox aktiviert, so werden die Elektroden mit kleinen Kreisen auf der Map angedeutet.
- "Automatic Scaling", automatisches Skalieren
  Das Programm errechnet in diesem Falle die optimale Skalierung
- "Manual Scaling", manuelle Skalierung
  Diese Option lässt sich alternativ zur automatischen Skalierung einstellen. Sie geben hier das Spannungsintervall an, der durch das dargestellte Farbspektrum abgedeckt wird.
- "View from", Map-Ansichten
  Sie können hier eine oder mehrere verschiedene Ansichten der Map auswählen, "Top"

(von oben), "Front" (von vorne), "Back" (von hinten), "Right" (von rechts) und "Left" (von links).

Die Algorithmen

Triangulierung und lineare Interpolation

Beim Mapping wird die Kopfoberfläche zunächst durch einen Delaunay-Triangulierungsalgorithmus in einzelne Dreiecke zerlegt, wobei sich die Elektroden in den Eckpunkten der Dreiecke befinden. Anschließend wird für jedes Dreieck mit Hilfe linearer Interpolation, ausgehend von den Spannungswerten in den Ecken, die Spannungsverteilung innerhalb der Dreiecke berechnet.

Interpolation mit sphärischen Splines

Eine genauere mathematische Darstellung der Interpolation durch sphärische Splines findet sich in

F. Perrin et al. (1989), Spherical splines for scalp potential and current density mapping, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology,* 72, 184-187, zusammen mit der Korrektur in *Electroencephalography and clinical Neurophysiology,* 76 (1990), 565.

Zur Berechnung der sphärischen Splines werden 3 Parameter benötigt, die im Settings-Dialog des Views eingegeben werden können: die Ordnung der Splines (im obigen Artikel mit *m* bezeichnet) und der Grad des höchstens Legendre-Polynoms, das in die Berechnung einfließen soll. Je nachdem, welche Werte für die Ordnung eingesetzt werden, wird die Interpolation flacher oder welliger, wobei die Interpolation mit wachsender Ordnung der Splines flacher wird. Generell gilt, je höher die Elektrodendichte, desto kleiner sollte die Ordnung gewählt werden. Da in die Berechnung der sphärischen Splines eine unendliche Reihe von Polynomen eingeht, muss diese Reihe ab einem bestimmten Grad abgebrochen werden. Hier gilt die Regel, je höher die Spline-Ordnung ist, desto geringer darf der Grad des Polynoms sein, bei dem die Berechnung abgebrochen wird. Im oben genannten Artikel wird der Grad 7 für die Ordnung 4 als ausreichend erachtet.

Der Approximationsparameter Lambda bestimmt die Genauigkeit, mit der die sphärischen Splines an die zu interpolierenden Daten angenähert werden. Sowohl ein zu großes als auch ein zu kleines Lambda führen aus verschiedenen mathematischen Gründen zu einer ungenauen Darstellung. Falls keine methodischen Ausnahmefälle dagegen sprechen, sollte der Standardwert von 1e-5 beibehalten werden.

7.6. 3D-Mapping-View

Alternativ zur zweidimensionalen Map können Sie den 3D-Mapping-View verwenden. Hier wird die Map auf einen Kopf projiziert. Die Einstellmöglichkeiten entsprechen denen des 2D-Mapping-Views. Zusätzlich können Sie den dargestellten Kopf drehen. Bewegen Sie dafür die Maus über den Kopf. Drücken Sie nun die linke Maustaste und halten sie gedrückt, während Sie die Maus in eine beliebige Richtung bewegen. Der Kopf rotiert entsprechend.

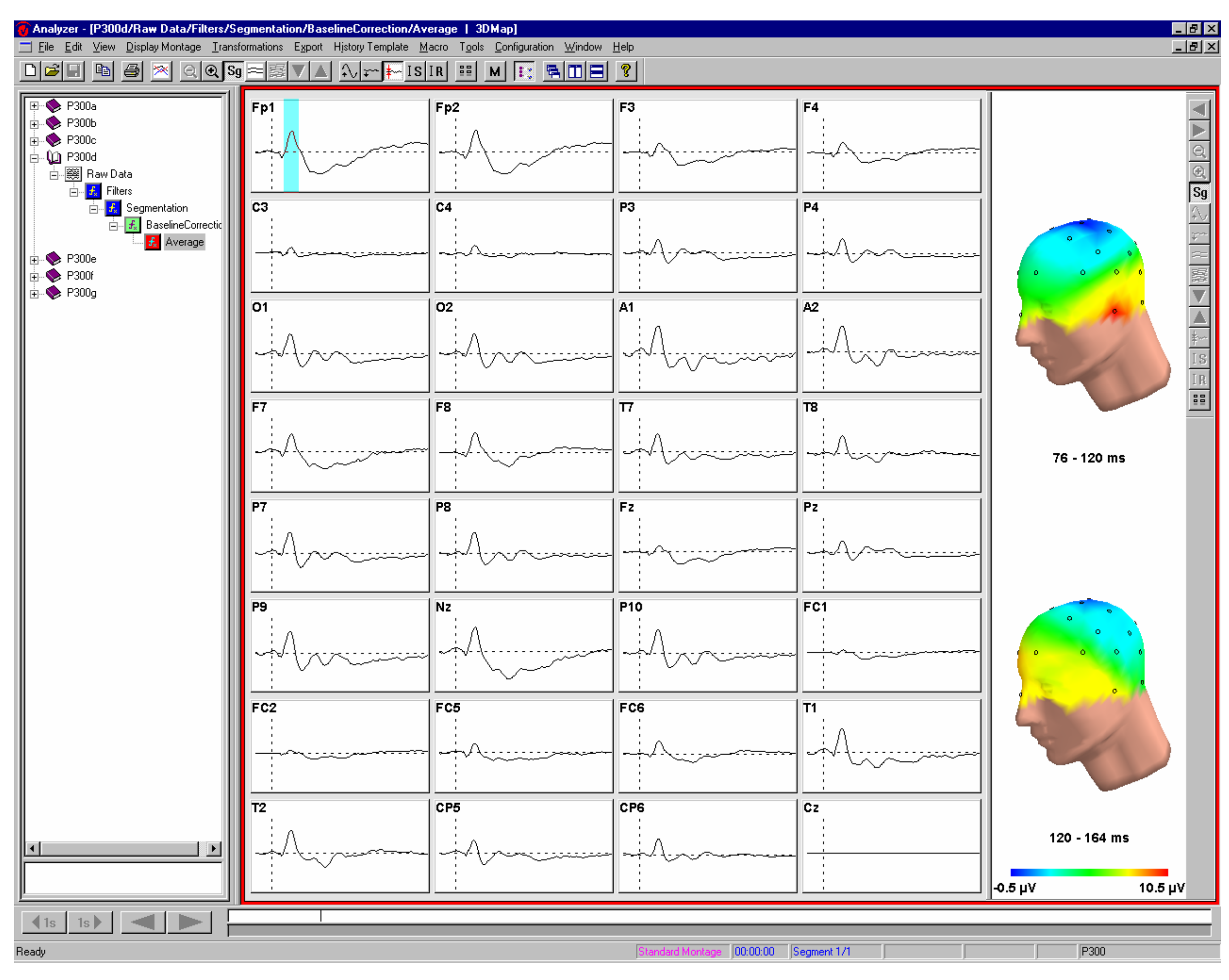


Abbildung 7-12: 3D-Mapping-View

7.7. Besonderheiten der Frequenz-Views (Standard, Grid und Head)

Neben den Eigenschaften, die bereits in den vorhergehenden Unterkapiteln über Standard-, Grid- und Head-Views erörtert wurden, haben die Frequenz-Views noch weitere Eigenschaften, die Sie wieder über den Button "Set Display Features" der Werkzeugleiste erreichen können.

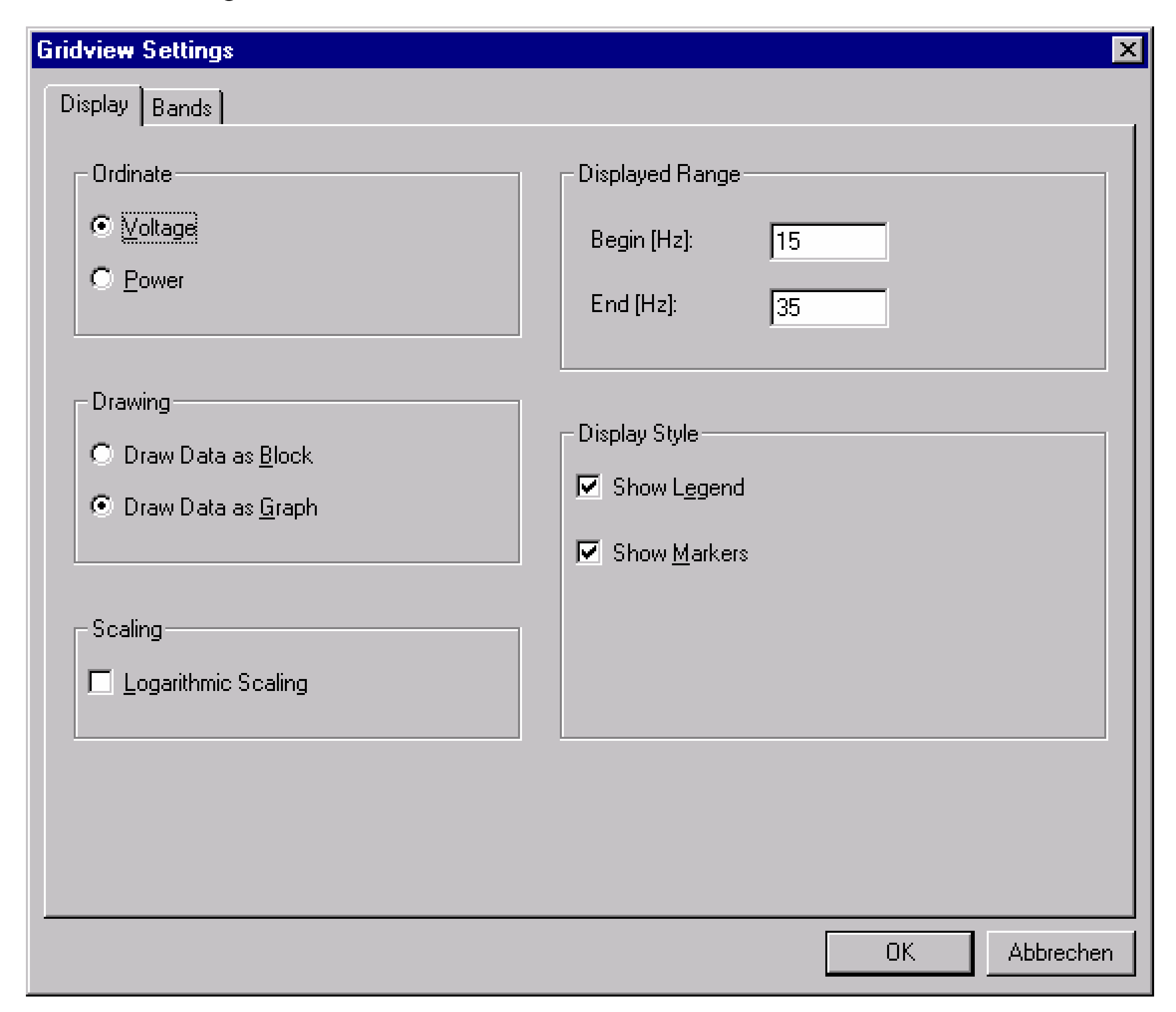


Abbildung 7-13: "Display" Reiter des Grid-View-Eigenschaftsdialogs

Hier können Sie im Einzelnen im "Display"-Reiter einstellen:

- "Ordinate", "Voltage" oder "Power", Anzeige in µV oder µV^2
- "Drawing", "Draw Data as Block" oder "Draw Data as Graph", Zeichnen der einzelnen Punkte als diskrete Blöcke, oder als Graph.
- "Scaling", alternativ zur linearen Skalierung die logarithmische Skalierung.
- "Displayed Range", der dargestellte Frequenzbereich.
- "Show Legend", darstellen der Legende.
- "Show Markers", anzeigen etwaiger Marker.

Der Reiter "Bands" ermöglicht Ihnen die Definition von Frequenzbändern.

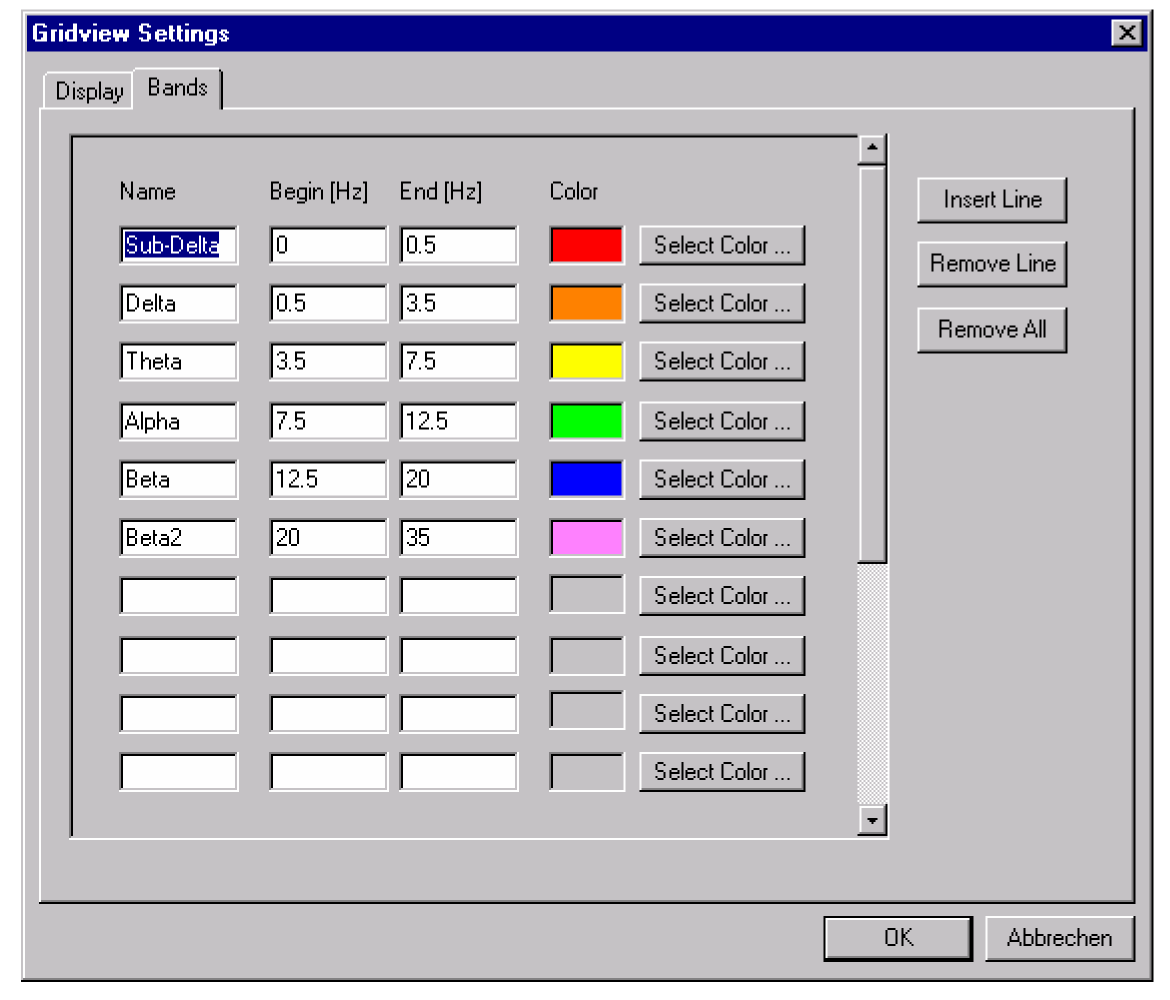


Abbildung 7-14: "Bands" Reiter des Grid-View-Eigenschaftsdialogs

Sie können hier den Namen eines Bandes, seine Startposition ("Begin"), und seine Endposition ("End") in Hertz eingeben. Die Farbe ("Color") ändern Sie mit der "Select Color..."-Taste. Hier wird ein Farbauswahldialog geöffnet, der es Ihnen ermöglicht, eine Farbe für das Band auszuwählen.

Mit Hilfe der "Insert Line"-Taste fügen Sie eine neue Zeile ein, mit "Remove Line" löschen Sie eine Zeile und mit "Remove All" löschen Sie alle Zeilen.

Alle Frequenzbereiche, die hier nicht definiert sind, werden schwarz angezeigt.

7.8. Blockmarker und transiente Transformationen

Wenn Sie im Standard-View die linke Maustaste irgendwo zwischen den Kanälen drücken, so wird ein blaugrüner Blockmarker sichtbar. Halten Sie die Maustaste gedrückt und bewegen die Maus, so ändert sich die Größe des Blocks. Lassen Sie die Maustaste los, erscheint ein Kontextmenü und bietet Ihnen eine Auswahl von Transformationen an, Zoom, FFT und Map. Diese Transformationen sind transient, d.h. ihr Ergebnis wird nirgendwo hinterlegt. Sie dienen ausschließlich der aktuellen visuellen Inspektion. Wählen Sie eine dieser Transformationen aus, so wird das aktuelle Datenfenster geteilt, und auf der rechten Seite erscheint das Resultat der Transformation. Dieses bezieht sich auf den aktuellen Block. Verändern Sie die Blockposition, indem Sie die Maus darüber führen, die linke Maustaste drücken, und die Maus in horizontaler Richtung bewegen, so wird das Resultat rechts entsprechend aktualisiert.

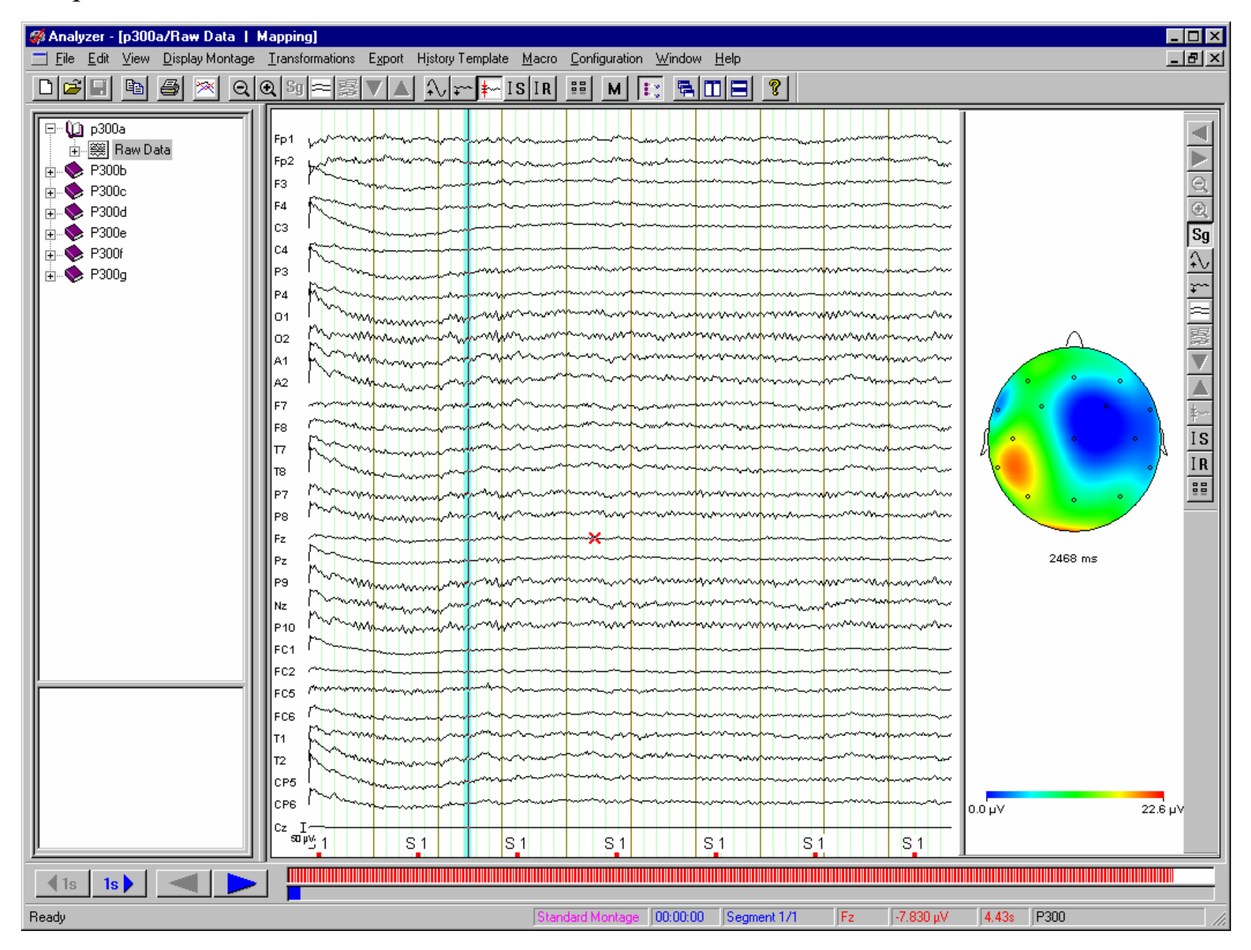


Abbildung 7-15: Beispiel einer transienten Transformation

Im Head- und im Grid-View müssen Sie die Maus sehr nahe an das dargestellte Signal heranführen, und dann die linke Maustaste drücken, um den Blockmarker zu aktivieren.

Das rechte Fenster enthält am rechten Rand eine senkrecht angeordnete Werkzeugleiste, mit der die Einstellungen des transienten Views geändert werden können.

Sie können die Größe des Teilfensters für die Darstellung der transienten Transformationen, verändern, indem Sie den Trennbalken zwischen den Teilfenstern mit der Maus verschieben (linke Maustaste).

Um die Voreinstellung für das Seitenverhältnis zwischen den beiden Views zu ändern, gehen Sie in das Menü **Configuration > Preferences...** und wählen den Reiter **Views**.

Hier finden Sie unten die Option "Default Width of Transient View". Die Breite des transienten Views geben Sie in Prozent der Gesamtfensterbreite ein.

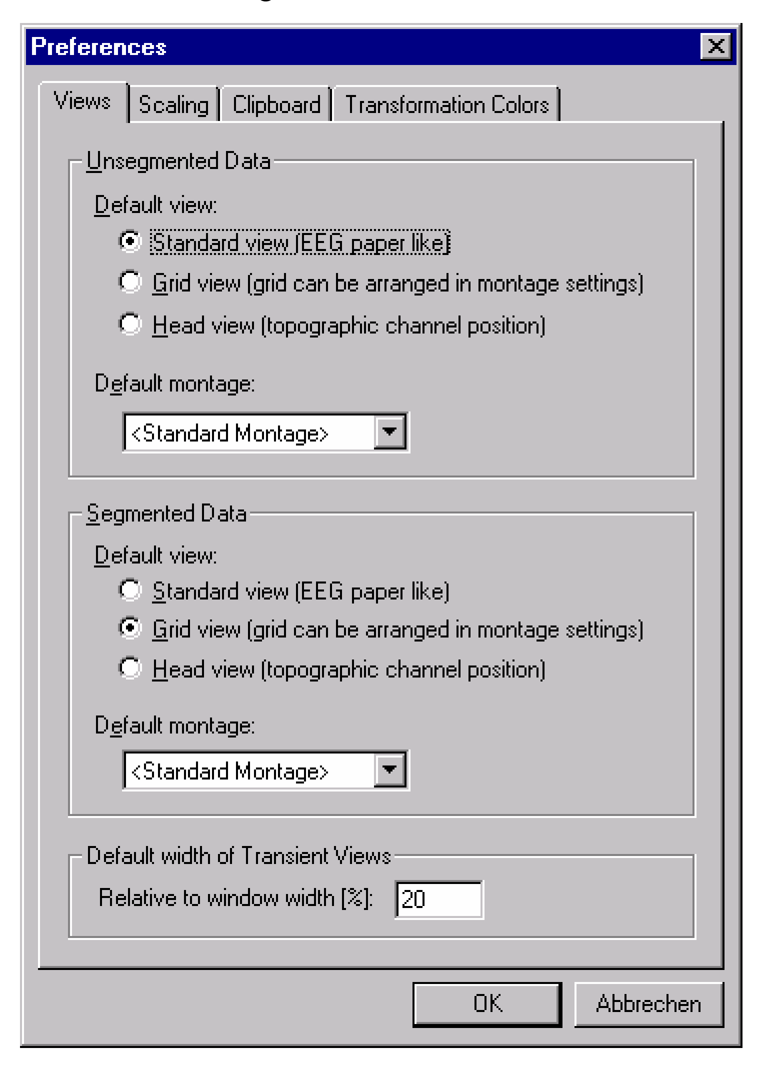


Abbildung 7-16: Einstellung der Startbreite des transienten Views

Wollen Sie das rechte Teilfenster schließen, so drücken Sie die ESC-Taste.

7.9. Überlagern von verschiedenen Datensätzen

Wenn Sie mehrere komplette Datensätze überlagern wollen, so können Sie das mit der Menüoption **Window** > **Overlay...** tun. Alternativ können Sie den folgenden Button auf der Werkzeugleiste betätigen:



Diese Option funktioniert nur für Datensätze mit gleicher Abtastrate und gleicher Zeitdauer. Die Anzahl der Kanäle muss nicht unbedingt identisch sein. Der View überprüft die Kanalnamen und überlagert nur gleichnamige.

Die einfachste Möglichkeit, Datensätze übereinander zulegen, können Sie mit Drag und Drop realisieren. Wählen Sie dazu den zu überlagernden Datensatz mit der Maus im History-Explorer aus, halten die linke Maustaste gedrückt, und ziehen die Maus auf den View. Lassen Sie nun die linke Maustaste los. Dieses funktioniert auch nur, wenn die Bedingungen, wie im letzten Absatz beschrieben, erfüllt sind.

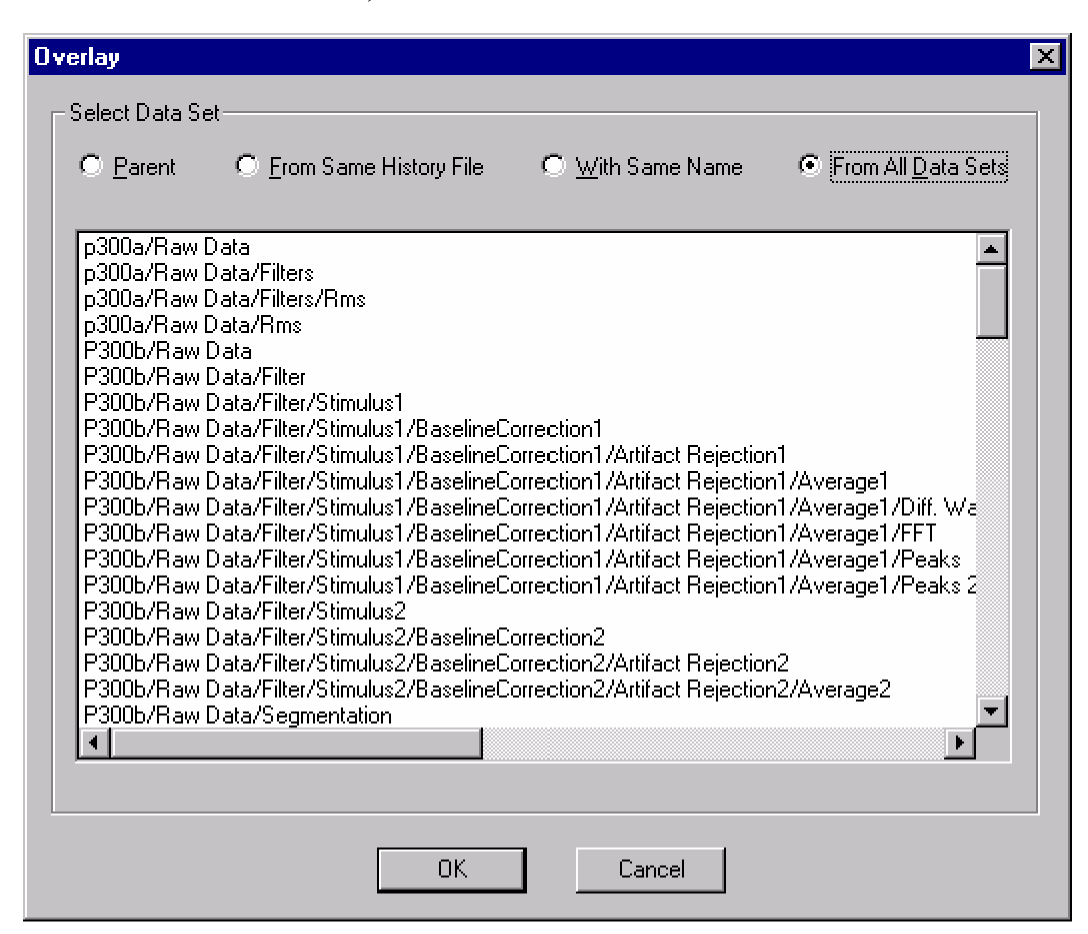


Abbildung 7-17: Overlay-Dialog

Der Dialog bietet Ihnen die Möglichkeit, einen oder mehrere Datensätze aus dem gesamten Workspace auszuwählen. Die Auswahl wird bestimmt durch eines von vier möglichen Auswahlkriterien, das am oberen Rand des Dialogs eingestellt werden kann. Diese sind "Parent", "From Same History File", "With Same Name" und "From All Datasets".

"Parent" ist der Datensatz, aus dem der aktuelle Datensatz berechnet wurde. Für den Fall, dass der aktuelle Datensatz das Rohdaten-EEG repräsentiert, ist diese Option unzugänglich.

"From Same History File" zeigt alle Datensätze in der aktuellen History-Datei an.

"With Same Name" listet alle Datensätze innerhalb des Workspaces auf, die denselben Namen wie der aktuelle Datensatz haben.

"From All Data Sets" schließlich führt zur Auflistung aller Datensätze im aktuellen Workspace.

Wählen Sie einen oder mehrere Datensätze aus, die die gleiche Länge und Abtastrate wie der aktuelle Datensatz weisen, so erscheinen die Kanäle der ausgewählten Datensätze überlagert. Rechts oben im Datenfenster erscheint der Button "Clear Overlays", mit dem Sie die Überlagerung wieder entfernen können.

7.10. Manuelles Setzen von Markern

Neben den Markern, die sich bereits im Datensatz befinden, können Sie auch manuell Marker setzen.

Ein Marker im Analyzer hat fünf verschiedene Eigenschaften: Typ, Beschreibung, Position, Kanalnummer und Länge.

Weitere Informationen über Marker finden Sie im Anhang unter "Marker"

Um Marker setzen zu können, müssen Sie das Datenfenster in den Marker-Edit-Modus versetzen. Das geschieht indem Sie auf der Werkzeugleiste den folgenden Button betätigen:

M "Marker Edit Mode"

Wenn Sie jetzt im Datenfenster die linke Maustaste drücken, erscheint ein Dialog, der Ihnen die Möglichkeit gibt einen Marker zu setzen. Sie können einen beliebigen Typ und eine Beschreibung dazu angeben. Sie haben auch die Möglichkeit, den Marker einem individuellen Kanal oder allen Kanälen zuzuordnen. Geben Sie dem Marker den Typ "Voltage" und ordnen ihn einem speziellem Kanal zu, so wird neben der Beschreibung, die Sie optional eingeben, auch die aktuelle Spannung an diesem Punkt sowie die Zeit angezeigt.

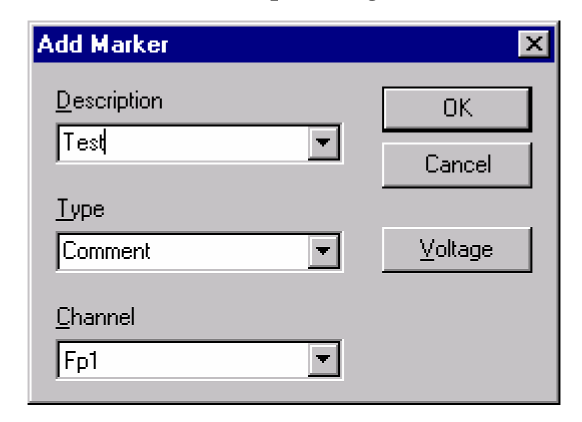


Abbildung 7-18: Dialog zum Einfügen von Markern

Solange Sie sich im Marker-Edit-Modus befinden, können Sie auch Marker verschieben. Bewegen Sie dazu die Maus über den Marker, den Sie verschieben wollen. Drücken Sie dann die linke Maustaste, halten diese gedrückt und verschieben die Maus. Ein magentafarbener Bewegungsindikator folgt der Mausbewegung. Wenn Sie die Maustaste loslassen, ist der Marker verschoben.

Wollen Sie einen Marker löschen, so klicken Sie ihn kurz an. Ein Menü erscheint, das Sie fragt, ob Sie den Marker löschen wollen oder einen neuen Marker positionieren wollen.

Sind Sie mit dem Marker editieren fertig, heben Sie den Marker-Edit-Modus durch nochmaliges Betätigen des Buttons in der Werkzeugleiste wieder auf.

Wenn Sie die aktuellen Datensatz schließen oder eine Transformation ausführen, erstellt der Analyzer einen neuen Datensatz unterhalb des aktuellen mit dem Namen "Markers Changed", der die Markeränderungen enthält.

8. Automatisierung durch History-Vorlagen

Wie bereits im Kapitel "Einstieg und Bedienung" gezeigt, können Sie eine existierende Verarbeitungs-History von einer History-Datei auf eine andere übertragen. Sie können diese History aber auch in einer eigenen Datei speichern, der so genannten History-Vorlage. Diese Vorlage können Sie dann später benutzen, um die History entweder auf eine einzelne History-Datei oder auf mehrere automatisch zu übertragen.

Um eine neue History-Vorlage zu erstellen, wählen Sie den Menüpunkt **History Templates** > **New**. Ein Fenster wird geöffnet, in dem sich ein einzelner Eintrag mit dem Namen "Root" (Wurzel) befindet. Um jetzt eine Vorlage zu erzeugen, öffnen Sie eine History-Datei in der Sie schon eine oder mehrere Operationen ausgeführt haben.

Ziehen Sie einen Datensatz der History-Datei mit der Maus auf den Root-Knoten der History-Vorlage. In der History-Vorlage erscheint nun der gleiche Datensatz und die von ihm abgeleiteten Datensätze. Tatsächlich werden nur die Operationsanweisungen in die History-Vorlage übertragen, nicht aber die Daten.

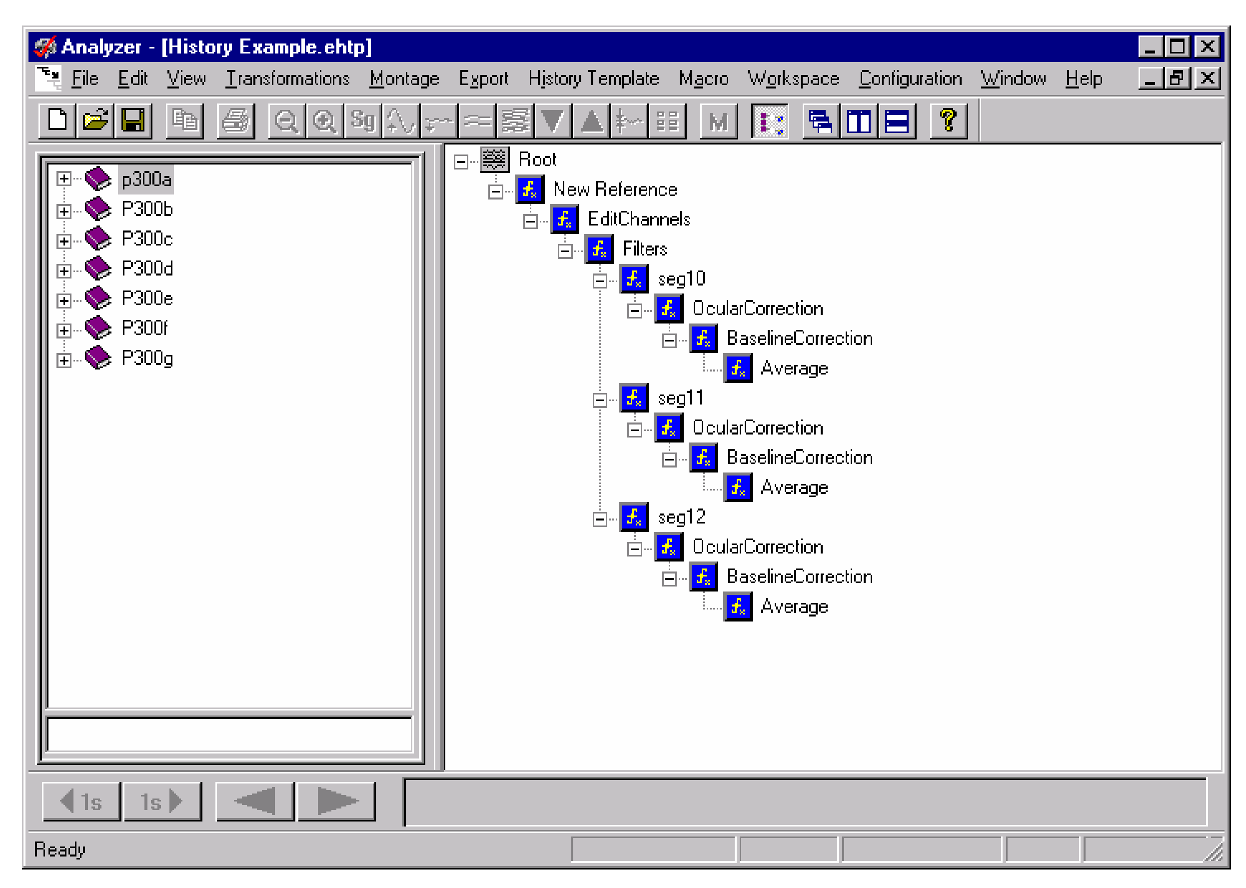


Abbildung 8-1: Beispiel einer History-Vorlage

Sie können die History-Struktur der Vorlage genauso bearbeiten, wie es auch mit einer History-Datei möglich ist. Sie können also Knoten umbenennen oder löschen. Sie können auch direkt aus der geöffneten Vorlage heraus mit der Maus einzelne History-Knoten wieder auf History-Dateien ziehen, wodurch dann die entsprechenden Operationen ausgelöst werden.

Um jetzt die History-Vorlage auf einen ganzen Satz von History-Dateien zu übertragen, speichern Sie die aktuelle Vorlage mit **File** > **Save** in eine Datei.

Wählen Sie dann den Menüpunkt **History Templates > Apply to history files...**. Es erscheint ein Dialog.

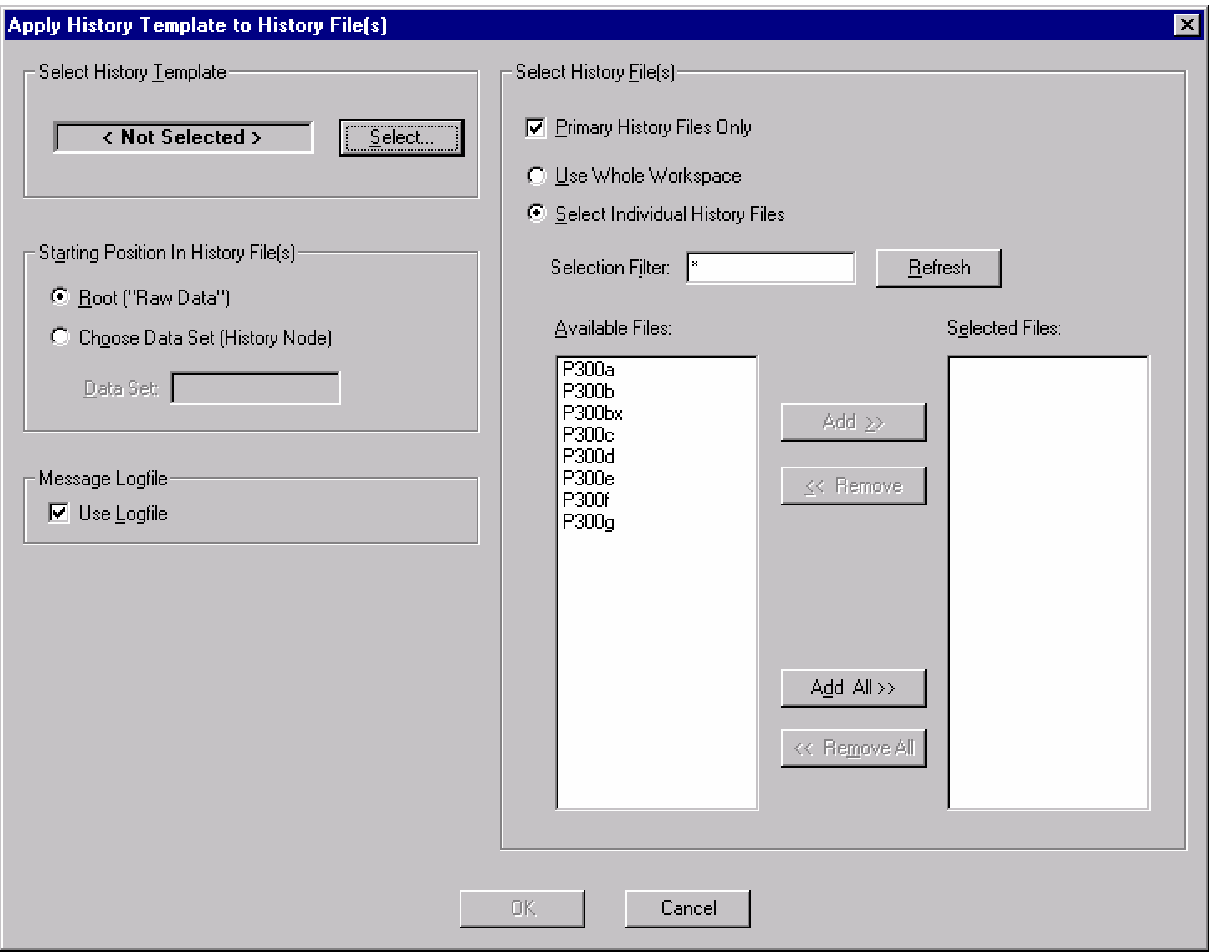


Abbildung 8-2: History-Vorlagen-Übertragungsdialog

Der Dialog gibt Ihnen zuerst einmal die Möglichkeit, eine History-Vorlage auszuwählen unter "Select History Template". Haben Sie das History-Vorlagen-Fenster noch nicht geschlossen, so erscheint hier der Name der aktuellen History-Vorlage. Sonst betätigen Sie den Select-Button und wählen eine History-Vorlage aus.

In der nächsten Eingabegruppe "Starting Position in History File(s)" entscheiden Sie, ob die Vorlage auf den Anfangsdatensatz ("Root") der History-Dateien angewendet werden soll, oder auf einen nachfolgenden Datensatz ("Choose Data Set"). Entscheiden Sie sich für die zweite Option, so geben Sie den Namen des Datensatzes an, auf den die Vorlage übertragen werden soll. Beachten Sie bitte, dass bei mehreren Datensätzen mit identischen Namen innerhalb einer History-Datei, nur der erste gefundene Datensatz berücksichtigt wird.

Aktivieren Sie die Option "Use Logfile", dann werden alle Meldungen, die normalerweise als Dialog ausgegeben werden, in eine Logdatei geschrieben. Hierbei werden alle Ja/Nein-Fragen automatisch mit "Ja" beantwortet. Das verhindert, dass die automatische Verarbeitung unterbrochen wird und das Programm auf eine Eingabe wartet. Die Logdatei wird nach Abschluss der Verarbeitung angezeigt.

Nun können Sie die History-Dateien auswählen, auf die Sie die Vorlage übertragen wollen. Hierzu haben Sie die folgenden Möglichkeiten:

- "Primary History Files Only", nur primäre History-Dateien
  Die Auswahl lässt sich optional auf primäre History-Dateien einschränken
- "Use Whole Workspace", Aufnahme aller Dateien des Workspaces.
- "Select Individual History Files", Auswahl individueller History-Dateien.
- "Selection Filter", Auswahlfilter
  Das Auswahlfilter lässt die Filterung von auswählbaren Dateien nach Namenskriterien zu. Hierbei kommen die Joker "*" für mehrere Zeichen, und "." für ein Zeichen zur Anwendung. Befinden sich z.B. die Dateien "Test1H", "Test2G" und "Hest5" im Workspace, so filtert "Test*" nur die Dateien "Test1H" und "Test2G" aus. Das Filter ".est*" ließe alle drei Dateien durch usw. Nachdem Sie das Filter gesetzt haben, drücken Sie den "Refresh"-Button, um die Auswahl der verfügbaren Dateien aufzufrischen.
- "Available Files", verfügbare Dateien
- "Selected Files", ausgewählte Dateien

Hierbei wählen Sie entweder "Whole Workspace", was bedeutet, dass der gesamte Workspace verwendet wird, oder "Select from List". Falls Sie sich für "Select from List" entschieden haben, können Sie nun aus der Liste die entsprechenden Dateien auswählen.

Nachdem Sie den OK-Button oder die Enter-Taste gedrückt haben, werden die ausgewählten History-Dateien mit den vorgegebenen Operationen bearbeitet.

Sollte eine History-Datei bereits mit der Vorlage bearbeitet worden sein, so wird sie ignoriert.

9. Makros

Zum Schreiben von einfachen Automatisierungs-Makros bis hin zu komplexen Anwendungen steht ein eingebauter Basic-Interpreter zur Verfügung. Dieser greift über die so genannte OLE-Automation-Schnittstelle auf den Analyzer zu. Diese Schnittstelle gibt Ihnen neben dem Zugriff auf viele Methoden und Eigenschaften des Analyzers auch die Zugriffsmöglichkeit auf jeden einzelnen Datenpunkt in jedem Datensatz (History-Knoten) aller History-Dateien.

Um ein neues Makro zu schreiben, wählen Sie **Macro** > **New**. Daraufhin ändern sich Menüleiste und Toolbar. Außerdem erscheint ein Editierfenster, mit den folgenden zwei Zeilen.

```
Sub Main

End Sub
```

Den eigentlichen Makro-Code fügen Sie zwischen diesen Zeilen ein.

Das folgende kleine Makro öffnet einfach nur alle History-Dateien, gibt eine Meldung heraus und schließt danach die Dateien wieder.

```
Sub Main
    For Each hf In HistoryFiles
        hf.Open
    Next
    MsgBox "All history files are open"
    For Each hf In HistoryFiles
        hf.Close
    Next
End Sub
```

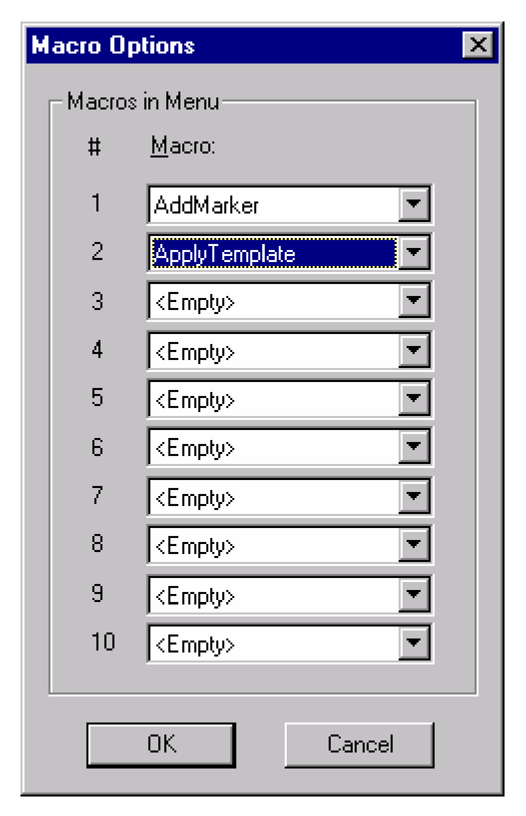


Abbildung 9-1: Makro-Optionsdialog

Nachdem Sie den Code eingegeben haben, können Sie ihn mit der Taste F5 testen. Sie können das Makro mit dem Menüpunkt **File > Save** speichern und das Editierfenster schließen. Um ein existierendes Makro auszuführen, wenn Sie sich nicht im Makro-Editierfenster befinden, wählen Sie den Menüpunkt **Macro > Run**. Sie können ein Makro auswählen, das dann ausgeführt wird.

Alternativ können Sie auch Makros als Menüpunkte in der Makromenüleiste erscheinen lassen. Wählen Sie dazu den Menüpunkt **Macro > Options**. Hier können Sie bis zu zehn verschiedene Makros auswählen. Wenn Sie die Auswahl abgeschlossen haben, und nun wieder das Menü **Macro** anwählen, finden Sie Ihre Makros in der Leiste vor. Die ausgewählten Makros können Sie nun auch über Tastaturbefehle erreichen (Alt-M, 1, 2 , 3...).

Für weitere Informationen zur Erstellung von Makros beachten Sie bitte das beigefügte "Vision Analyzer Makro-Kochbuch", sowie das "Vision Analyzer - Ole Automation Referenzhandbuch". Informationen über das eingebaute Basic erhalten Sie auch während der Editiersitzung unter **Help > Editor Help**, sowie **Help > Language Help**.

10. Transformationen

Hier finden Sie in alphabetischer Reihenfolge eine Auflistung der momentan zum Analyzer gehörenden Transformationskomponenten, wie sie im **Transformations**-Menü bzw. im Kontextmenü eines Views nach einer Blockmarkierung erscheinen.

Es werden im Analyzer drei grundsätzliche Typen von Transformationen unterschieden, **primäre** Transformationen, die Knoten in einer primären History-Datei ablegen - wie z.B. Filter - , **sekundäre** Transformationen, die sekundäre History-Dateien erzeugen, z.B. Grand Average, und die schon im View-Kapitel behandelten **transienten** Transformationen, deren Ergebnis nur temporär vorliegt.

Sekundäre Transformationen sind durch einen Separator getrennt von den primären Transformationen unten im **Transformations**-Menü aufgeführt.

Es ergibt sich aus der Natur der sekundären Transformationen, dass sie nicht in History-Vorlagen aufgenommen werden können.

Transiente Transformationen werden angeboten, wenn Sie einen Block markieren, wie im Kapitel "Views" beschrieben.

10.1. Primäre Transformationen

10.1.1. Artifact Rejection (Artefakt-Verwerfung)

Nach der Segmentierung kann der Datensatz mit dieser Transformation auf physikalische Artefakte hin untersucht werden. Artefaktbehaftete Segmente können entfernt oder markiert werden.

Sollen Artefakte bereits vor der Segmentierung markiert werden, benutzen Sie dafür bitte den "Raw Data Inspector", der weiter unten beschrieben wird.

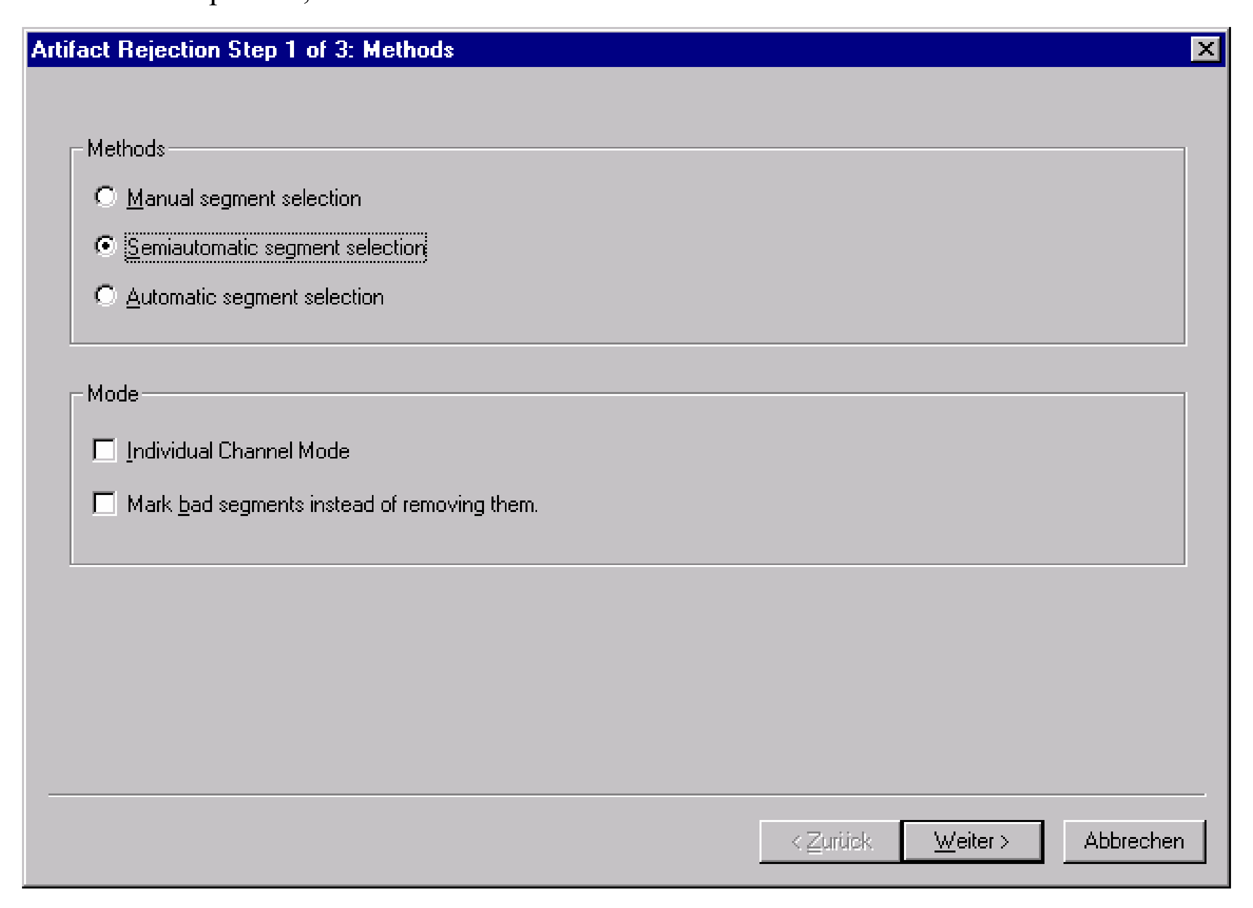


Abbildung 10-1: Artifact Rejection, Eingangsdialog

Haben Sie die Artifact Rejection im **Transformations**-Menü ausgewählt, so erscheint der Eingangsdialog. Hier haben Sie die Wahl zwischen drei Arbeitsarten:

- "Manual Segment Selection", manuelle Segmentauswahl
- "Semiautomatic Segment Selection", halbautomatische Segmentauswahl
- "Automatic Segment Selection", automatische Segmentauswahl

Außerdem können Sie hier auch den so genannten Einzelkanalmode ("Individual Channel Mode") wählen. Dieser Mode erlaubt es Ihnen, nicht ganze Segmente zu verwerfen, sondern einzelne Kanäle als schlecht zu markieren. In diesem Falle kann das Average-Modul später für jeden Kanal separat so viele Segmente wie möglich zusammensuchen (s. a. **Average**).

Schließlich entscheiden Sie, ob die erkannten artefaktbehafteten Segmente nur markiert werden sollen ("Mark bad segments instead of removing them."). Aktivieren Sie diese Option nicht, so enthält der neue Datensatz nur noch die verbleibenden Segmente.

Nachfolgend finden Sie die drei Methoden der Segmentauswahl im Einzelnen erläutert.

10.1.1.1. Manuelle Segmentauswahl

Nachdem sie den "Fertig stellen"-Button gedrückt haben, erscheint ein Grid-View, der auf der rechten Seite durch einen Dialog begrenzt wird.

Wenn Sie nicht den Einzelkanalmode gewählt haben, ist es Ihnen hier möglich, einzelne Segmente zu entfernen.

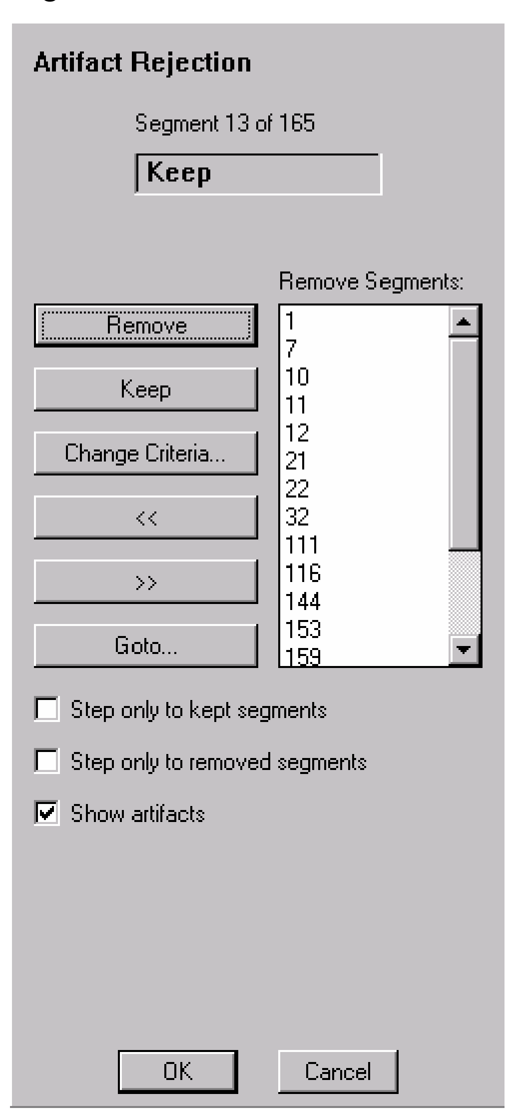


Abbildung 10-2: Dialog für manuelle Segmentauswahl

Dafür steht Ihnen eine Dialog-Box mit den folgenden Elementen zur Verfügung:

- Die Anzeige der aktuellen Segmentnummer, "Segment x of y"
- Ein Fenster mit dem Text "Remove" oder "Keep" gibt Auskunft darüber, ob das aktuelle Segment entfernt wird.

- Der "Remove"-Button fügt das aktuelle Segment zur Liste der zu entfernenden Segmente hinzu, und schaltet zum nächsten Segment.
- "Keep" entfernt das aktuelle Segment aus der Liste der zu entfernenden Kanäle, und schaltet zum nächsten Segment.
- "<<" schaltet zum vorherigen Segment.
- ">>" schaltet zum nächsten Segment.
- "Goto...", hier können Sie zu einem bestimmten Segment springen.
- "Remove Segments:"
  Hier werden zum Entfernen vorgesehene Segmente aufgelistet. Mit einem Doppelklick auf ein Segment können Sie es anzeigen.
- "Step Only to Kept Segments"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so springt das Programm beim Betätigen des "<<"-Buttons zum nächsten vorhergehenden Segment, das nicht in der Liste der zu entfernenden Segmente aufgeführt ist. Entsprechendes gilt beim ">>"-Button für nachfolgende Segmente.
- "Step Only to Removed Segments", diese Checkbox wirkt genau entgegengesetzt zur vorherigen.
- "Show Artifacts", zeigt die markierten Artefakte an.

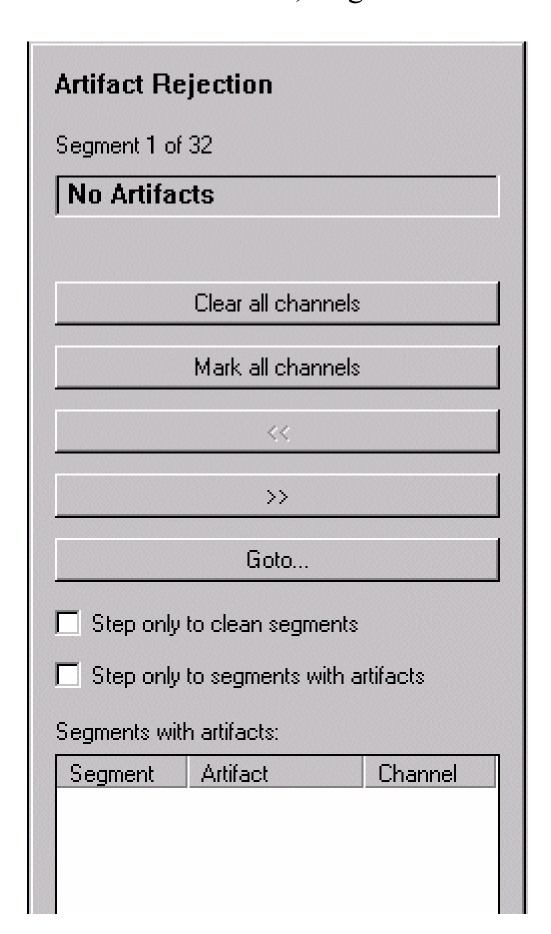


Abbildung 10-3: Dialog für manuelle Segmentauswahl im Einzelkanalmode

Haben Sie den Einzelkanalmode gewählt, so erscheint ein etwas abweichender Dialog.

Außerdem können Sie hier Abschnitte direkt auf den Kanälen mit der Maus als Artefakte markieren. Um Markierungen zu löschen, klicken Sie mit der Maus auf eine Markierung. Ein Popup-Menü erscheint und bietet Ihnen die Löschoption an ("Delete Artifact").

Der Dialog enthält die folgenden Elemente:

- Die Anzeige der aktuellen Segmentnummer, "Segment x of y"
- Ein Fenster mit dem Text "No Artifact", oder "Segment with Artifacts" gibt Auskunft darüber, ob irgendwo im aktuellen Segment ein Artefakt markiert wurde.
- "Clear all Channels" beseitig alle Artefaktmarkierungen im aktuellen Segment, und schaltet zum nächsten Segment.
- "Mark all Channels" markiert alle Kanäle als artefaktbehaftet, und schaltet zum nächsten Segment.
- "<<" schaltet zum vorherigen Segment.
- ">>" schaltet zum nächsten Segment.
- "Goto...", hier können Sie zu einem bestimmten Segment springen.
- "Step Only to Clean Segments"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so springt das Programm beim Betätigen des "<<"-Buttons zum nächsten vorhergehenden Segment, das keine Artefakt-Markierungen enthält. Entsprechendes gilt beim ">>"-Button für nachfolgende Segmente.
- "Step Only to Segments with Artifacts", diese Checkbox wirkt genau entgegengesetzt zur vorherigen.
- "Segments with Artifacts"
  Hier werden alle markierten Artefakte aufgelistet. Mit einem Doppelklick auf einen Artefakt können Sie ihn anzeigen.

Nachdem Sie Ihre Auswahl getroffen haben, betätigen Sie mit der Maus den OK-Button.

10.1.1.2. Halbautomatische Segmentauswahl

Bei der halbautomatischen Segmentauswahl führt Sie der "Weiter"-Button zur Kanalauswahl, wo Sie die Kanäle bestimmen, die bei der Artefaktsuche berücksichtigt werden sollen.

Der nächste Schritt führt Sie in das Kriterien-Menü.

Hier können Sie die Artefakt-Kriterien festlegen, die zum Markieren von Kanälen im Einzelkanalmode, und sonst zum Ausschluss von Segmenten führen.

Folgende Kriterien stehen zur Wahl:

- Gradienten-Kriterium, die absolute Differenz zweier benachbarter Abtastpunkte darf einen bestimmten Wert nicht überschreiten.
- Max-Min-Kriterium, die Differenz zwischen Maximum und Minimum innerhalb eines Segments darf einen bestimmten Wert nicht überschreiten.

- Amplituden-Kriterium, die Amplitude darf einen gegebenen Wert nicht überschreiten und einen anderen gegebenen Wert nicht unterschreiten.
- Geringe Aktivität, die Differenz zwischen Maximum und Minimum in einem Intervall mit wählbarer Länge darf einen bestimmten Wert nicht unterschreiten.

Die einzelnen Kriterien können auch kombiniert werden.

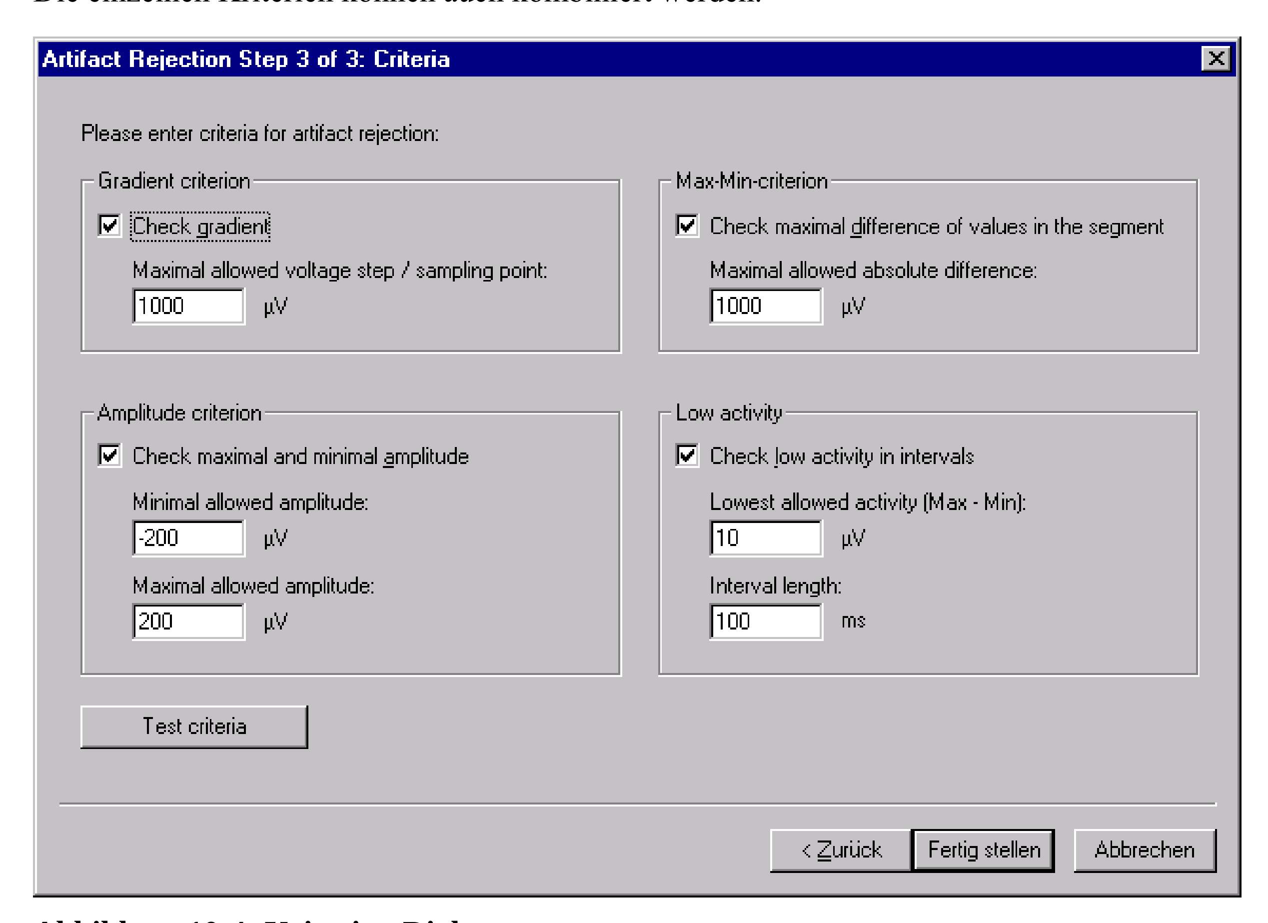


Abbildung 10-4: Kriterien-Dialog

Im Dialog finden Sie die folgenden Elemente:

"Gradient Criterion", Gradienten-Kriterium

- "Check Gradient"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Gradienten-Kriterium angewandt.
- "Maximum Allowed Voltage Step / Sampling Point"
  Hier wird die maximal erlaubte Spannungsdifferenz zwischen zwei Datenpunkten angegeben.

"Max-Min Criterion", Max-Min-Kriterium

- "Check Maximum Difference of Values in the Segment"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Max-Min-Kriterium angewandt.
- "Maximum Allowed Absolute Difference"
  Geben Sie hier die maximale Spannungsdifferenz ein.

"Amplitude Criterion", Amplituden-Kriterium

- "Check Maximum and Minimum Amplitude"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Amplituden-Kriterium angewandt.
- "Minimum Allowed Amplitude"
  Minimaler zulässiger Spannungswert
- "Maximum Allowed Amplitude"
  Maximaler zulässiger Spannungswert

"Low Activity", Kriterium für geringe Aktivität

- "Check Low Activity in Intervals"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Kriterium für geringe Aktivität angewandt.
- "Lowest Allowed Activity"
  Hier geben Sie die minimale Aktivität ein.
- "Interval Length"
  Die Intervalllänge, innerhalb derer die angegebene Aktivität nicht unterschritten werden darf.

Der Button "Test Criteria" erlaubt es Ihnen, die Testkriterien zu überprüfen.

Haben Sie den Dialog abgeschlossen, so können Sie die Ergebnisse noch korrigieren. Dabei erscheint der gleiche View mit denselben Einstellmöglichkeiten, wie auch in der manuellen Segmentauswahl.

10.1.1.3. Automatische Segmentauswahl

Hier führen Sie alle Operationen in der gleichen Form durch, wie auch bei der halbautomatischen Segmentauswahl. Nur die Korrekturmöglichkeiten werden Ihnen hier nicht geboten.

10.1.2. Average (Mitteln)

Das Average-Modul dient der Mittelung von vorher segmentierten Daten. Sein Einsatz erfolgt nach:

Filterung (optional)

Segmentierung

Augenartefakt-Korrektur (optional)

Artifact Rejection

Local DC-Detrend (optional)

Baseline-Korrektur

Bitte beachten Sie, dass Kriterien, wie Markertypen, Ausschluss von Segmenten mit falschen Probandenreaktionen u. a. im "Segmentation"-Modul festgelegt wird und nicht hier.

Das Average-Modul ermöglicht Ihnen, entweder alle Segmente oder einen ausgewählten Bereich zu mitteln.

Außerdem können Sie bestimmen, ob Sie nur die Segmente mit ungeraden (Segment 1,3,5 ...) oder geraden (2, 4, 6...) Segmentnummern mitteln wollen.

Eine weitere wichtige Möglichkeit ist der **Einzelkanalmodus**. Hierbei wird nicht mehr davon ausgegangen, dass aus jedem Segment alle Kanäle beim Mitteln berücksichtigt werden, sondern dass jeder Kanal für sich alleine betrachtet wird. Ist nur ein Kanal innerhalb eines Segments als schlecht markiert, so werden alle anderen Kanäle trotzdem zum Mitteln herangezogen. Das Ergebnis ist, dass die Anzahl der Segmente, die in die Mittelung eingehen, für jeden Kanal verschieden sein kann. Um den Einzelkanalmodus zu nutzen, müssen Sie in verschiedenen Vorverarbeitungsschritten entsprechende Vorkehrungen treffen:

- Falls Sie den Raw Data Inspector verwenden, stellen Sie sicher, dass Sie auch hier den Einzelkanalmodus einschalten. Genaueres finden Sie im Unterkapitel "Raw Data Inspector".
- Bei der Segmentierung dürfen Sie die schlechten Intervalle nicht unterdrücken (s. a. Unterkapitel "Segmentation").
- Wenn Sie statt des Raw Data Inspektors, oder zusätzlich das "Artifact Rejection"-Modul verwenden, so müssen Sie auch hier den Einzelkanalmodus verwenden, um nicht ganze Segmente zu verwerfen, sondern nur Kanäle zu markieren (s. a. Unterkapitel "Artifact Rejection").

Sie haben die Möglichkeit, sich die Standardabweichung als zusätzlichen Datensatz ausgeben zu lassen.

Auch das Signal/Rausch-Verhältnis (englisch "Signal to noise ratio" oder SNR) der zu mittelnden Daten können Sie berechnen lassen.

Das SNR liefert ein Maß für die Güte des EEG-Signals. Da weder das Signal noch das Rauschen im EEG genau bekannt sind, müssen ihre mittleren Gesamtleistungen mit statistischen Methoden geschätzt werden.

Für jeden Kanal wird dabei zunächst die mittlere Rauschleistung des EEGs berechnet. Man geht dabei davon aus, dass durch das Average das Rauschen eliminiert wird. Somit wird die mittlere Rauschleistung aus der Summe der Quadrate von den Differenzen zwischen EEG-Wert und Average-Wert, dividiert durch die Anzahl der Punkte minus 1, berechnet.

Um die mittlere Leistung des Signals im EEG zu ermitteln, berechnet man zunächst die Gesamtleistung eines Kanals des EEGs. Sie ergibt sich aus dem Mittel der Quadrate über alle Datenpunkte des Kanals vor dem Average.

Man kann davon ausgehen, dass Signal und Rauschen unkorreliert sind. Somit ergibt sich die mittlere Leistung des Signals aus der Differenz der mittleren Gesamtleistung und der mittleren Rauschleistung.

Das SNR berechnet sich dann aus dem Quotienten von mittlerer Signalleistung und mittlerer Rauschleistung.

Das Resultat der SNR-Berechnung wird als Beschreibung in dem resultierenden History-Knoten abgelegt. Sie erhalten das Resultat und andere Informationen, indem Sie die Maus auf das korrespondierende Icon oder über den View bewegen und die rechte Maustaste drücken. Ein Kontextmenü erscheint. Einer der Menüpunkte ist "Operation Infos". Wählen sie diesen Punkt an. Es erscheint ein Fenster, das Informationen über die ausgeführte Transformation liefert.

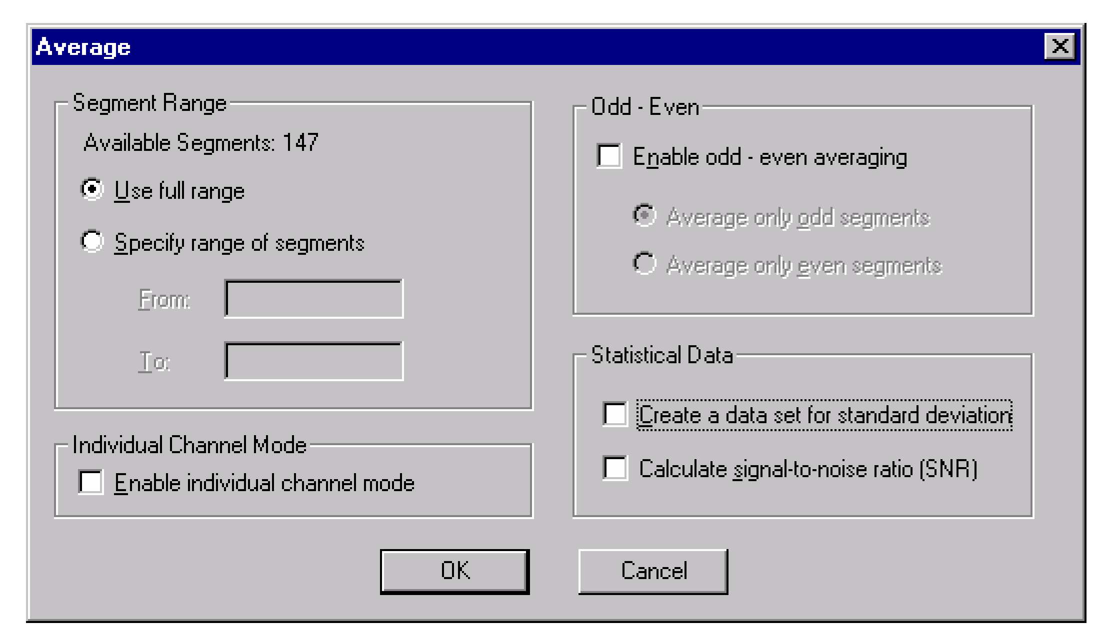


Abbildung 10-5: Average-Dialog

Das Average-Modul bietet beim Starten eine Dialogbox an.

Sie können die folgenden Einstellungen vornehmen:

"Segment Range", Segmentbereich
Hier legen Sie den Zeitbereich fest, dessen Segmente in die Mittelung eingehen sollen. Die Anzahl der zur Verfügung stehenden Segmente werden Ihnen hier angezeigt ("Available Segments"). Sie können entweder den vollen Bereich ("Use Full Range") und damit alle Segmente aufnehmen, als auch einen Bereich spezifizieren ("Specify Range of Segments").

- "Individual Channel Mode", Einzelkanalmodus
  Wenn Sie diesen Modus nicht aktiviert haben, werden alle Segmente, die irgendwo eine "Bad Interval"-Markierung enthalten, komplett verworfen.
- "Odd - Even", Segmente mit ungeraden oder geraden Nummern mitteln
  Hierbei werden die durch den Zeitbereich ("Segment Range") bestimmten Segmente als Basis für die Zählung verwendet.
- "Statistical Data", statistische Daten
  Hier können Sie entscheiden, ob Sie die Standardabweichung als neuen Datensatz ausgeben wollen, ("Create a Data Set for Standard Deviation"), und ob Sie das Signal/Rausch-Verhältnis ("Calculate Signal-to-noise ratio") berechnen wollen.

10.1.3. Averaged Cross Correlation (gemittelte Kreuzkorrelation)

Diese Transformation ermöglicht Ihnen die Berechnung der Kreuzkorrelation zwischen je zwei Kanälen auf einem segmentierten EEG. Sie ist ein statistisches Maß für die Abhängigkeit zweier Kanäle, wobei auch zeit- bzw. frequenzverschobene Abhängigkeiten berechnet werden. Erfolgt die Anwendung auf komplexwertige Daten, so wird die komplexwertige Kreuzkorrelation berechnet.

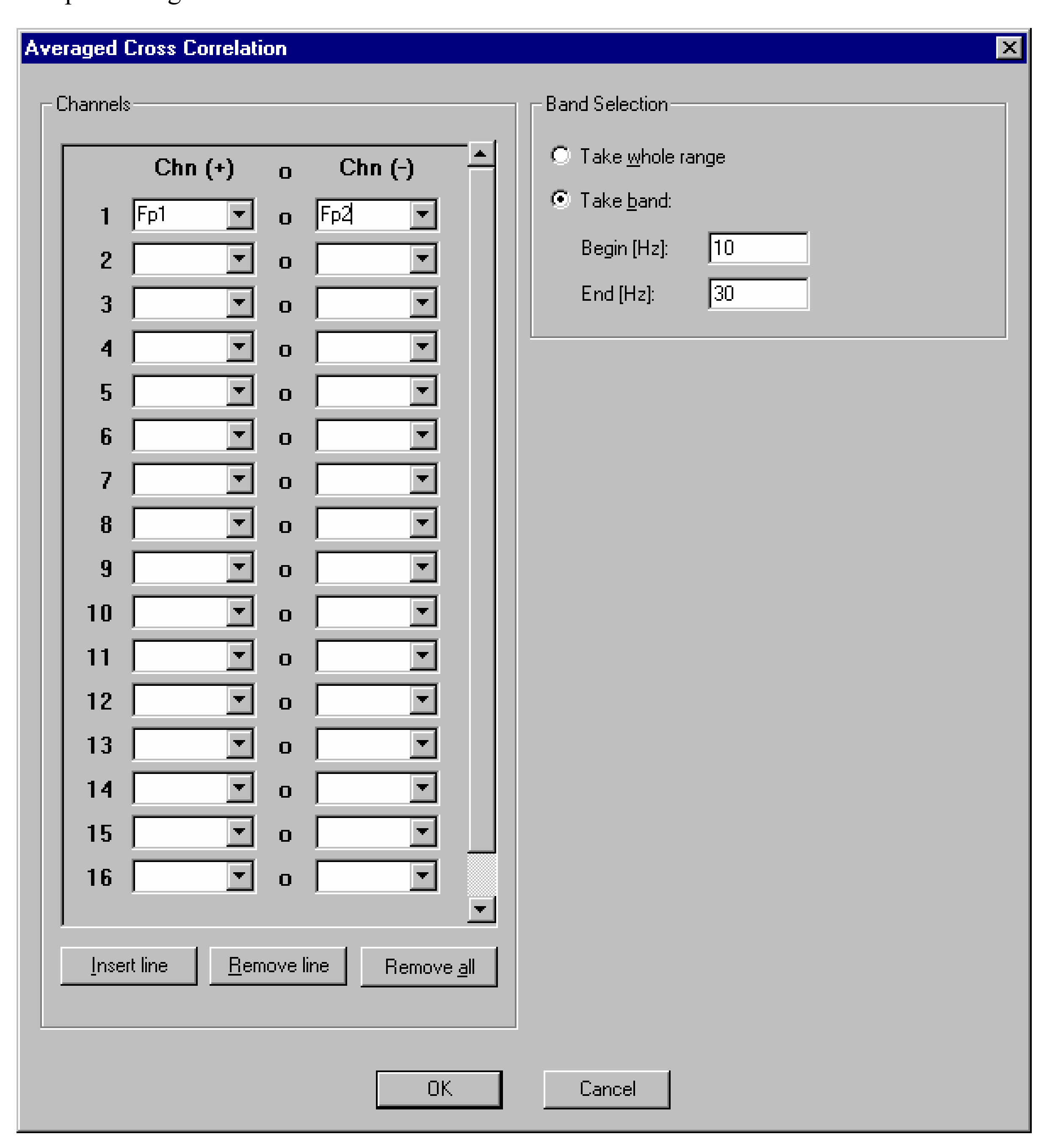


Abbildung 10-6: Averaged Cross Correlation Dialog

Die Berechnung erfolgt nach folgendem Schema:

- Zunächst wird segmentweise die Kreuzkorrelation zwischen den angegebenen Paaren von Kanälen nach folgender Formel berechnet:
  $CrCorr(c_1, c_2)(j) = \Sigma_i \, (c_1(i) - Avg(c_1)) \, (c_2\,(i+j) - Avg(c_2))^* \, / \, (StdDev(c_1) * StdDev(c_2))$,

i = 1,..., Segmentlänge, j = 1-Segmentlänge, ..., Segmentlänge,
Avg: Mittelwert aller Werte im Segment,
StdDev: Standardabweichung aller Werte im Segment..
Die Kanäle werden zur Berechnung außerhalb des Segmentes mit dem Wert 0 ergänzt.

- Anschließend wird für jedes dieser Paare ein Average über alle Segmente gebildet.

Bei Anwendung dieser Transformation auf Daten im Frequenzbereich ist es auch möglich, ein Frequenzband einzugeben, auf welches die Berechnung eingeschränkt werden soll. Wählen Sie im Dialog die Kanäle, zwischen denen die Kreuzkorrelation berechnet werden soll, sowie das Frequenzband, falls Sie mit Daten im Frequenzbereich arbeiten. Sie haben hier auch die Möglichkeit, den gesamten Frequenzbereich auszuwählen. Zur Berechnung der Autokorrelation eines Kanals wählen Sie diesen Kanalnamen sowohl in der linken als auch in der rechten Auswahlbox einer Zeile der Eingabetabelle.

Als Ergebnis erhalten Sie Kanäle, in denen das Average der Kreuzkorrelationen über die Zeit- bzw. Frequenzverschiebung aufgetragen sind.

10.1.4. Band-rejection Filters (Bandsperrfilter)

Bandsperrfilter kommen in der EEG-Auswertung in der Regel dann zum Einsatz, wenn das EEG-Signal von einem Störsignal konstanter Frequenz überlagert wird. Ein typisches Beispiel sind Störsignale, die vom Stromnetz oder von elektrischen Aktivitäten mangelhaft abgeschirmter Bildschirme herrühren. Während man diese Störquellen durch Verbesserung der Abschirmung beheben kann, existieren auch Störquellen, die bei der Aufnahme von EEGs unvermeidbar sind. Beispielsweise wird bei der gleichzeitigen Aufnahme von EEG und MRI im EEG ein Störsignal durch Magnetfeldänderungen erzeugt. Diese Störsignale besitzen typische Frequenzen und können durch eine Kombination aus Tiefpass- und Bandsperrfilter weitgehend beseitigt werden.

Der Assistent des Bandsperrfiltermoduls besitzt zwei Einzelschritte:

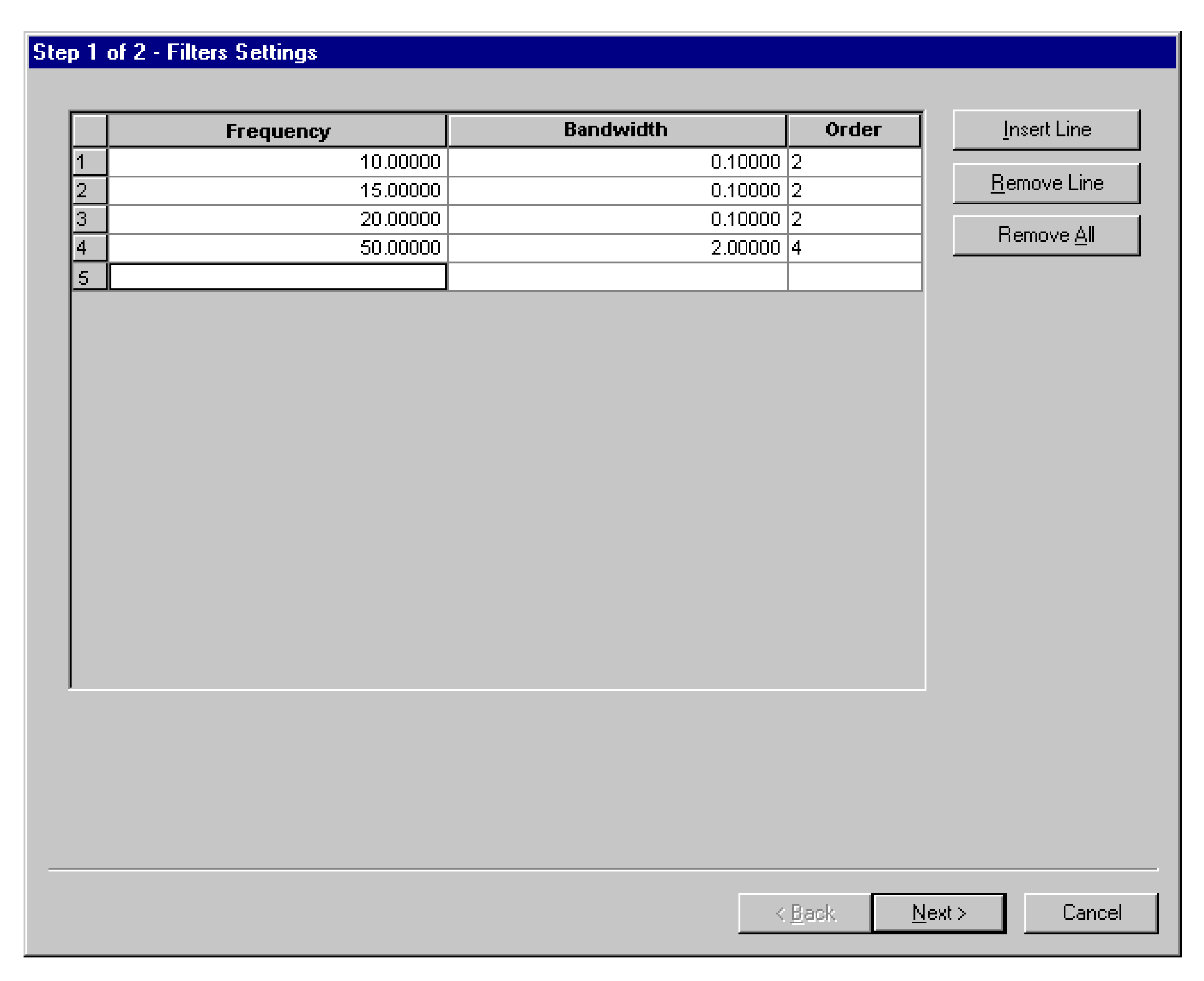


Abbildung 10-7: Erster Schritt des Bandsperrfilterassistenten

Im ersten Schritt können Sie eine beliebige Anzahl von Bandsperrfiltern definieren, die auf das EEG angewendet werden sollen. Das Filter wird durch Frequenz, Bandbreite und Ordnung bestimmt. Dabei wird ein Signal an den Grenzfrequenzen (Frequenz ± Bandbreite / 2) auf die Hälfte seiner Amplitude reduziert. Die Ordnung bestimmt die Steilheit des Filters,

Sie haben die Wahl zwischen Ordnung 2 oder Ordnung 4. Eine höhere Ordnung bewirkt eine stärkere Filterung im Intervall zwischen den beiden Grenzfrequenzen.

Im zweiten Schritt des Assistenten können Sie diejenigen Kanäle auswählen, auf welche die Filter angewandt werden sollen. Auf diese Weise können etwa Steuersignalkanäle, die nicht durch Störsignale verunreinigt sind, von der Filterung ausgenommen werden. Durch mehrmalige Anwendung des Moduls ist es möglich, verschiedene Bandsperrfilter auf verschiedene Kanäle anzuwenden.

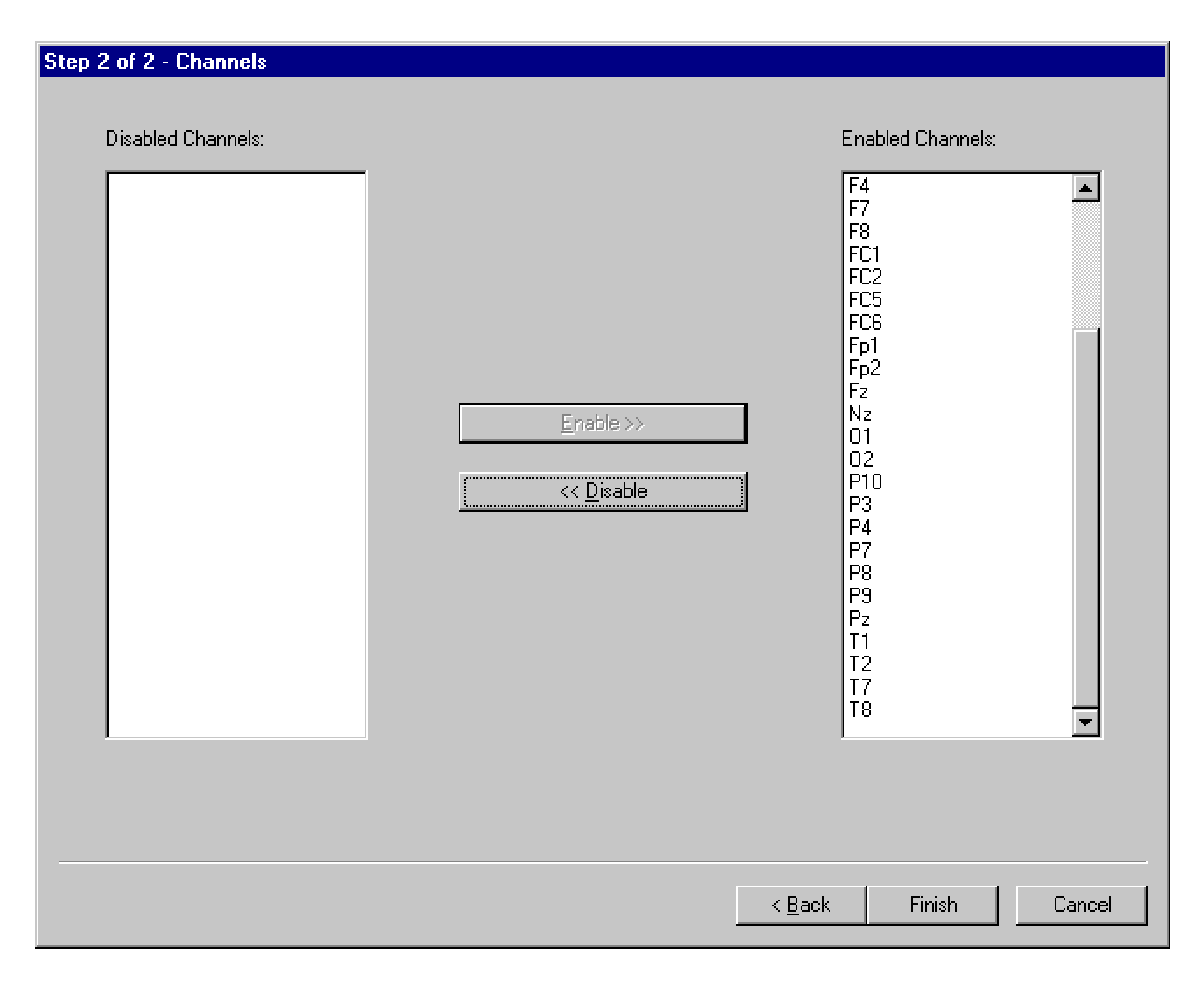


Abbildung 10-8: Zweiter Schritt des Bandsperrfilterassistenten

10.1.5. Baseline Correction (Baseline-Korrektur)

Bei der Baseline-Korrektur wird die Grundlinie jedes Segmentes justiert.

Ihr Einsatz erfolgt nach:

Filterung (optional)

Segmentierung

Augenartefakt-Korrektur (optional)

Artifact Rejection

Local DC-Detrend (optional)

Die Korrektur wird im Allgemeinen vor dem Mitteln durchgeführt. Hierbei wird ein Intervall innerhalb eines Segments bestimmt, dessen mittlerer Spannungswert dem neuen Nullpunkt der Segmentwerte entspricht. Es wird also der Mittelwert der Punkte im vorher festgelegten Intervall ermittelt, und dieser von allen Punkten im Segment subtrahiert. Diese Operation wird für alle Kanäle im Datensatz durchgeführt. Das Intervall, das zur Spannungsmittelwertbildung herangezogen wird, kann von Ihnen ausgewählt werden. Es wird im Allgemeinen in den Bereich der geringsten Aktivität gelegt, also am besten vor den Stimulus- oder anderen Referenzmarkern. Sie geben hierzu im Dialog die Werte für den Anfang ("Begin") und das Ende ("End") des Intervalls in Millisekunden an.

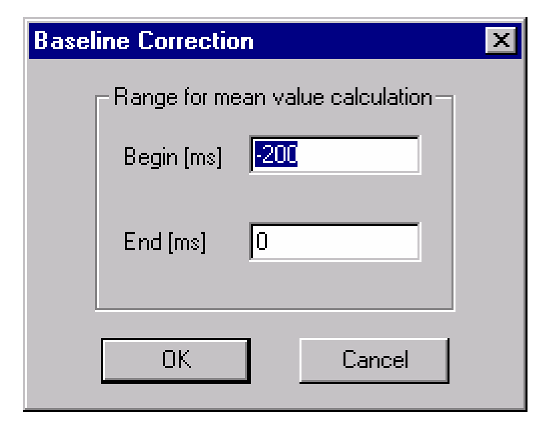


Abbildung 10-9: Dialog der Baseline-Korrektur

Wird die Baseline-Korrektur nicht durchgeführt, kann es zu Verflachungen des gemittelten Signals kommen.

10.1.6. Change Sampling Rate (Abtastrate ändern)

Mit dieser Transformation können Sie die Abtastrate eines Datensatzes ändern.

Der Dialog zeigt die aktuelle Abtastrate an ("Current Rate") und gibt Ihnen die Möglichkeit, eine neue Rate einzugeben.

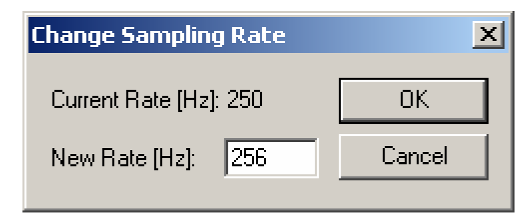


Abbildung 10-10: Change Sampling Rate Dialog

Die Konvertierung erfolgt mit einer kubischen Spline-Interpolation (Polynom dritten Grades). Bitte beachten Sie, dass sich bei dieser Methode die zeitliche Länge des EEGs meistens um einige Millisekunden reduziert, da das Polynom nicht bis zu den Rändern des Ausgangsdatensatzes berechnet werden kann. Daher sollten Sie die Konvertierung schon im Roh-EEG durchführen.

10.1.7. Coherence (Kohärenz)

Das Modul Coherence kann nach einer Fourier-Transformation aufgerufen werden, um die Kohärenz zwischen Kanälen zu bestimmen. Beachten Sie bitte, dass die Berechnung nur mit komplexen Frequenzdaten möglich ist.

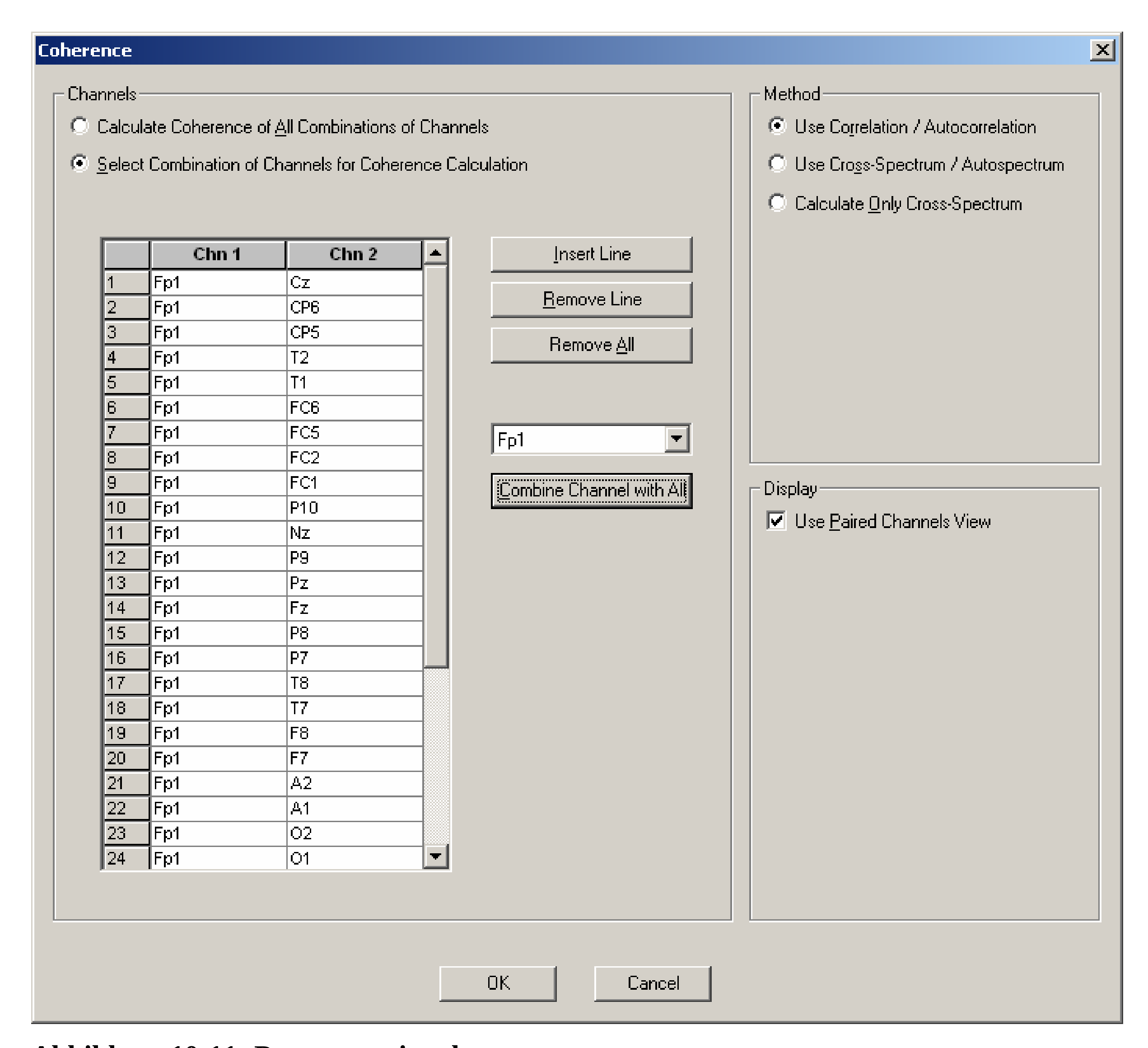


Abbildung 10-11: Parametereingabe

Die Kohärenz liefert ein Maß für die Abhängigkeit der Daten zwischen den einzelnen Kanälen. Für ihre Berechnung haben Sie die Wahl zwischen 3 Methoden:

1. Use Correlation / Autocorrelation
2. Use Cross-Spectrum / Autospectrum
3. Calculate Only Cross-Spectrum

Die erste Methode berechnet die Kohärenz nach folgender Formel:

$$Coh(c_1, c_2)(f) = |\, Cov(c_1, c_2)(f)\, |^2 / (\, |\, Cov(c_1, c_1)(f)\, | \;\; |\, Cov(c_2, c_2)(f)\, |\,),$$

mit

$$\text{Cov}(c_1, c_2)(f) = \Sigma\, (c_{1,i}(f) - \text{avg}(c_1(f)))\, (c_{2,i}(f) - \text{avg}(c_2(f)))^*.$$

In der zweiten Formel wird über die Segmentnummer i summiert und auch die Bildung des Mittelwertes bezieht sich auf die Segmente bei festgehaltener Frequenz f und festem Kanal c.

Die zweite Methode benutzt statt der Kovarianz das Cross-Spektrum. Die Formel lautet:

$$\text{Coh}(c_1, c_2)(f) = |\, \text{CS}(c_1, c_2)(f)\, |^2 / (\, |\, \text{CS}(c_1, c_1)(f)\, |\ \ |\, \text{CS}(c_2, c_2)(f)\, |\,),$$

mit

$$\text{CS}(c_1, c_2)(f) = \Sigma\, c_{1,i}(f)\, c_{2,i}(f)^*.$$

Auch hier wird über die Segmentnummer i summiert.

Die dritte Methode berechnet lediglich das Cross-Spektrum, wie es in der Formel mit CS angegeben ist.

In den Methoden 1 und 2 ergeben sich für jede Frequenz und jeden Kanal Werte zwischen 0 und 1, in Methode 3 ergeben sich beliebige komplexe Werte, ausgegeben wird dabei aber nur der Betrag der Werte.

Bei Verwendung dieses Moduls haben Sie die Wahl, ob Sie alle möglichen Kombinationen von Kanälen in die Berechnung aufnehmen möchten ("Calculate Coherence of All Combinations of Channels"), oder ob Sie nur eine Auswahl von Kombinationen zulassen ("Select Combination...").

Haben Sie sich für individuelle Kombinationen entschieden, so können Sie in der Tabelle die Kanalkombinationen eingeben.

Alternativ wählen Sie im Auswahlfenster rechts einen Kanal aus. Durch Betätigen des Buttons "Combine Channel with All" werden alle Kombinationen des ausgewählten Kanals in die Tabelle eingefügt.

Wenn die Option "Use Paired Channels View" gesetzt ist, wird das Ergebnis in einem zweigeteilten View dargestellt. Auf der linken Seite erscheinen Kurven im Frequenzbereich, die für jeden Frequenzpunkt und jede Kanalkombination die berechnete Kohärenz darstellen. Rechts werden die Kohärenzwerte zwischen den Kanälen mit Linien dargestellt. Ihre Färbung kodiert die Kohärenz von 0 bis 1. Ist die Option deaktiviert, wird das Ergebnis in einen der Frequenz-Views dargestellt.

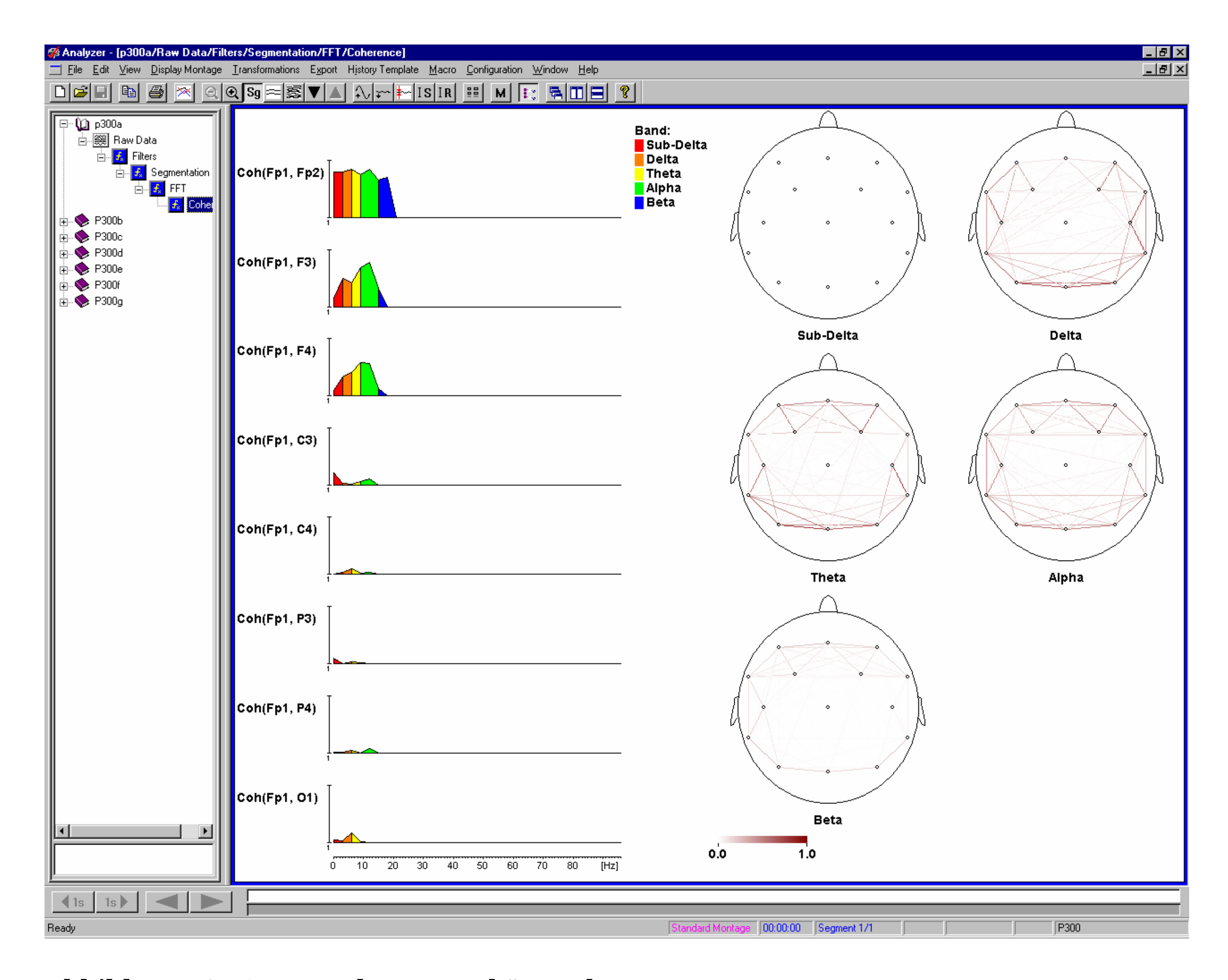


Abbildung 10-12: Ausgabe von Kohärenzdaten

10.1.8. Covariance (Kovarianz)

Das Modul Covariance kann als Vorstufe zu verschiedenen Möglichkeiten der Kohärenzberechnung benutzt werden. Zusammen mit dem Formelinterpreter lassen sich die meisten in der Literatur beschriebenen Methoden realisieren. Näheres dazu ist in einem separaten Dokument beschrieben. Der Unterschied zur Benutzung des Moduls Coherence liegt darin, dass dieses Modul immer Daten vom gleichen Typ wie der Input, der verarbeitet wird, liefert. Somit besteht beispielsweise die Möglichkeit, eine komplexwertige Kohärenz zu berechnen und weiter zu verarbeiten oder auch die Korrelation von Kanälen im Zeitbereich zu berechnen.

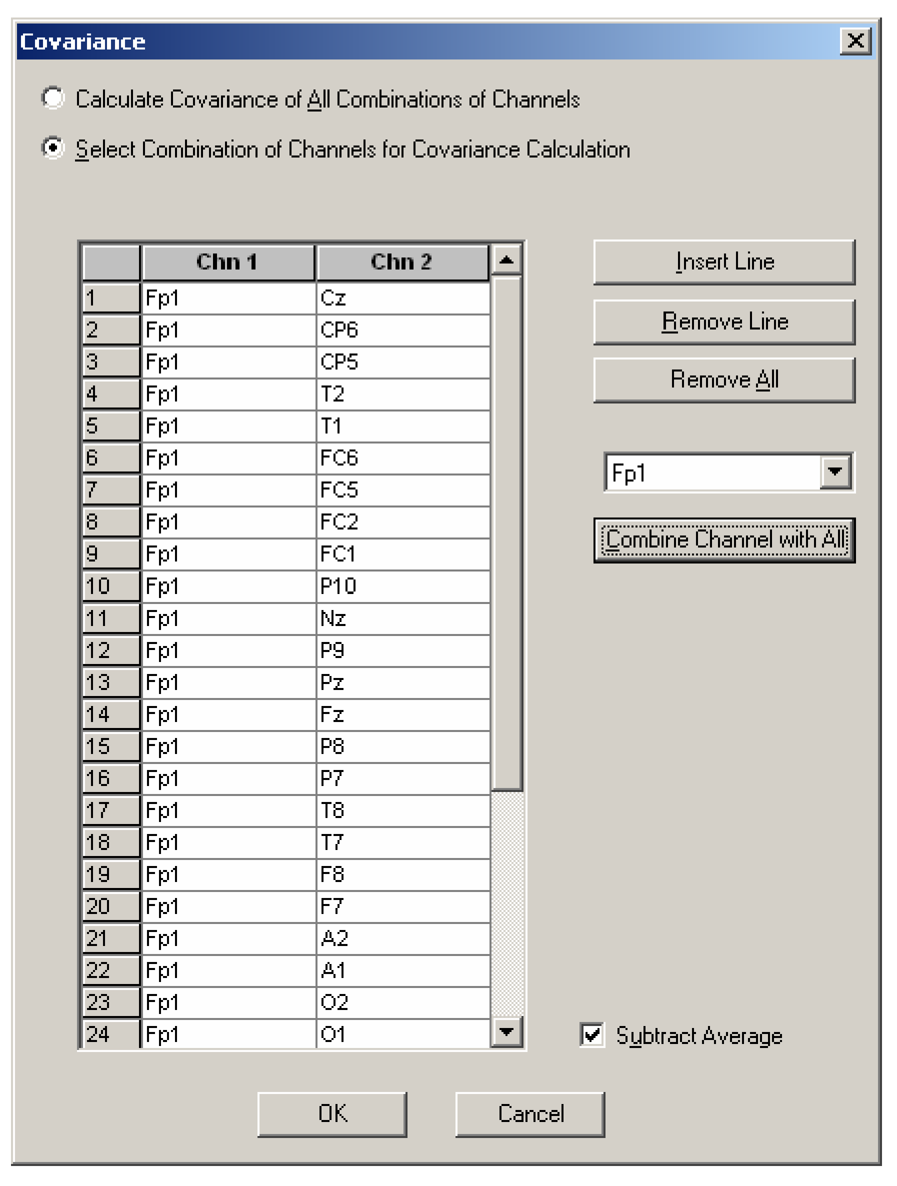


Abbildung 10-13: Parametereingabe

Die beiden Methoden zur Kovarianzberechnung werden durch die Formeln

$$Cov(c_1, c_2)(x) = 1/N \Sigma (c_{1, i}(x) - avg(c_1 (x))) (c_{2, i}(x) - avg(c_2 (x)))^*.$$

und

$$Cov(c_1, c_2)(x) = 1/N \Sigma c_{1, i}(x) c_{2, i}(x)^*.$$

beschrieben. Durch die Schaltfläche „Subtract Average“ können Sie bestimmen, ob zur Berechnung die erste oder die zweite Methode benutzt werden soll. In beiden Formeln wird über die Segmentnummer i summiert und auch die Bildung des Mittelwertes bezieht sich auf die Segmente bei festgehaltener Zeit oder Frequenz x und festem Kanal c.

Bei Verwendung dieses Moduls haben Sie die Wahl, ob Sie alle möglichen Kombinationen von Kanälen in die Berechnung aufnehmen möchten ("Calculate Covariance of All Combinations of Channels"), oder ob Sie nur eine Auswahl von Kombinationen zulassen ("Select Combination...").

Haben Sie sich für individuelle Kombinationen entschieden, so können Sie in der Tabelle die Kanalkombinationen eingeben.

Alternativ wählen Sie im Auswahlfenster rechts einen Kanal aus. Durch Betätigen des Buttons "Combine Channel with All" werden alle Kombinationen des ausgewählten Kanals in die Tabelle eingefügt.

10.1.9. Comparison (Vergleich)

Hiermit können zwei Datensätze oder zwei Kanäle eines Datensatzes nach dem Mitteln miteinander verglichen werden. Das Comparison-Modul erlaubt zurzeit die folgenden Vergleichsoperationen:

Differenzwellen

Kreuzkorrelation

Wird die Operation zwischen zwei Datensätzen durchgeführt, so wird der Datensatz, der aktuell dargestellt wird, als Referenzsatz betrachtet. Das bedeutet, dass der neue History-Knoten an den aktuellen Datensatz angehängt wird. Wichtig ist hierbei, dass der Vergleichsdatensatz die gleiche Abtastrate hat.

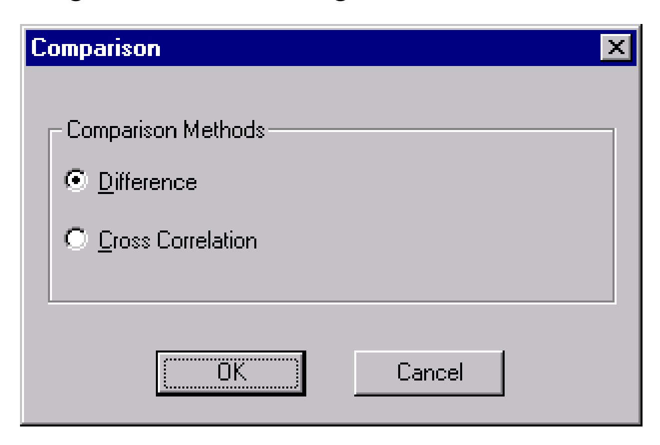


Abbildung 10-14: Eingangsseite des Comparison-Moduls

Der Eingangsseite des Comparison-Dialogs lässt Ihnen die Wahl zwischen der Berechnung von Differenzwellen ("Difference") und der Kreuzkorrelation ("Cross Correlation").

Auf der zweiten Seite entscheiden Sie dann, ob Sie den Vergleich innerhalb des aktuellen Datensatzes ("Compare Channels"), oder zwischen zwei Datensätzen ("Compare Datasets") durchführen möchten.

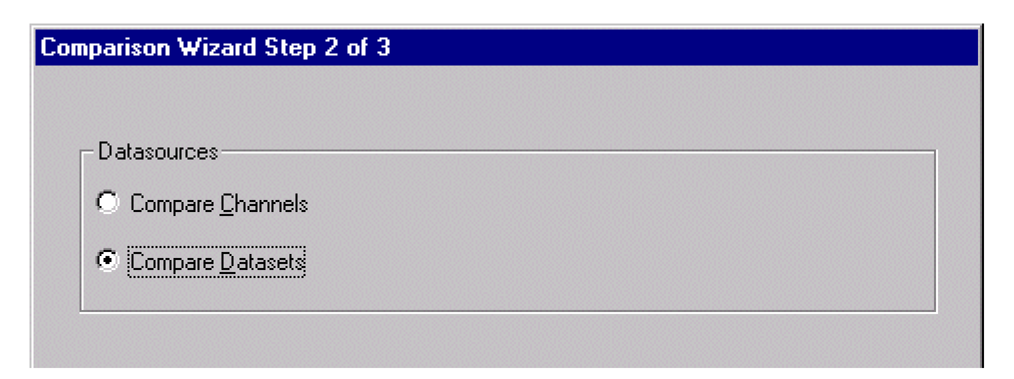


Abbildung 10-15: Zweite Seite des Comparison-Dialogs

Entscheiden Sie sich für den Vergleich zwischen Kanälen, erscheint als nächste Seite ein Kanalauswahlmenü, in dem Sie Kanalgruppen wählen können, die voneinander abgezogen werden.

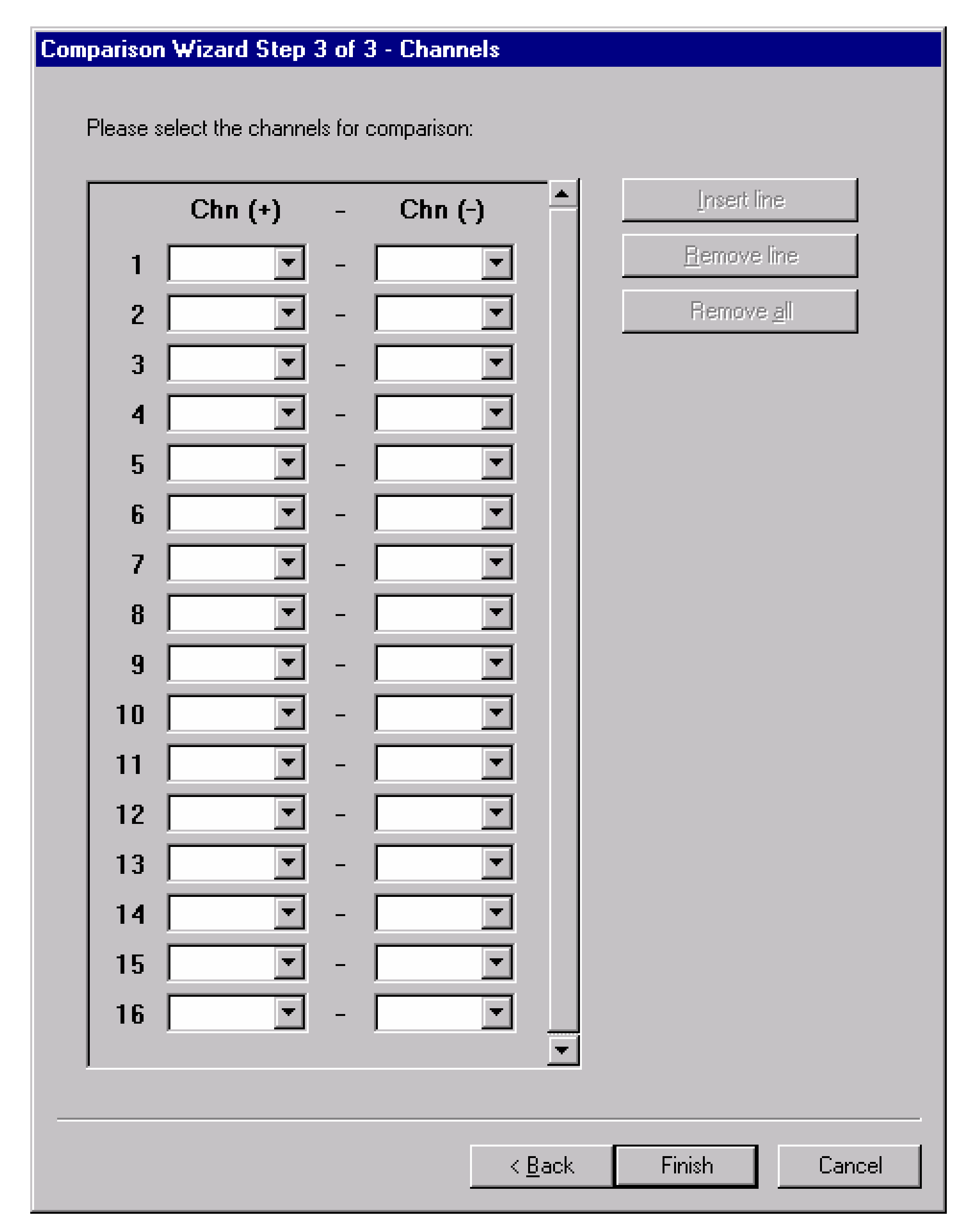


Abbildung 10-16: Dritte Seite des Comparison-Dialogs bei Kanalvergleich

Sie können hier auch Zeilen einfügen ("Insert Line"), Zeilen entfernen ("Remove Line"), bzw. alle Zeilen entfernen ("Remove All").

Haben Sie sich für den Vergleich von zwei Datensätzen entschieden, so erscheint statt der Kanalauswahlseite die Auswahlseite für Datensätze.

Sie sehen eine Liste aller History-Dateien im aktuellen Workspace. Durch Doppelklicken auf eine Datei können Sie diese öffnen.

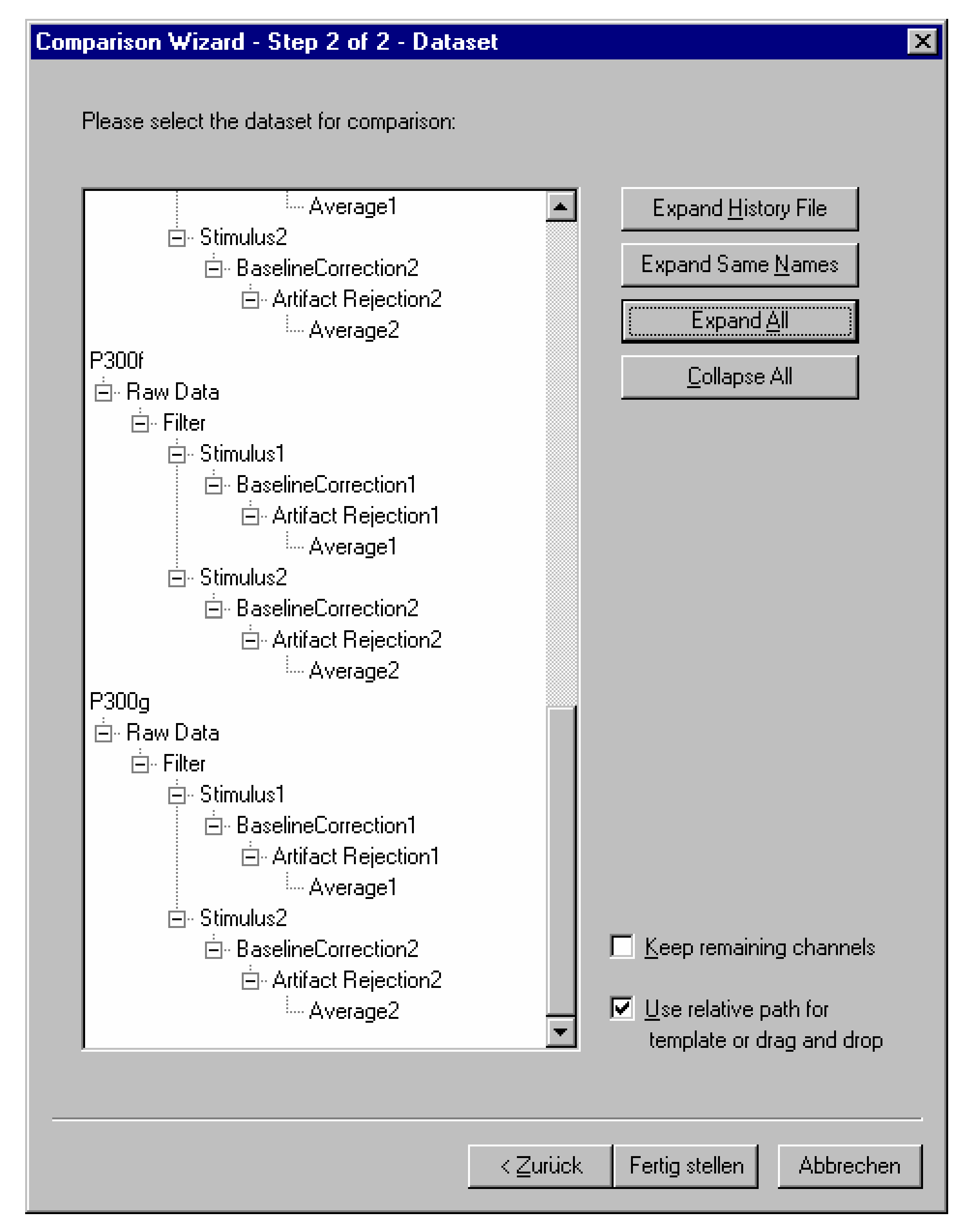


Abbildung 10-17: Dritte Seite des Comparison-Dialogs bei Vergleich von Datensätzen

Zusätzlich stehen Ihnen noch vier Hilfsbuttons zur Verfügung, um schneller an den gewünschten Vergleichsdatensatz zu kommen:

- "Expand History File", expandiert die aktuelle History-Datei.
- "Expand Same Names", expandiert alle History-Dateien, die einen Datensatz mit gleichen Namen haben, bis zu diesem Datensatz.
- "Expand All", expandiert alle History-Dateien.
- "Collapse All", schließt alle History-Dateien.

Wenn Sie die Checkbox "Keep Remaining Channels" aktivieren, so bleiben alle Kanäle die keine Entsprechung im Vergleichsdatensatz enthalten, trotzdem erhalten.

Die Option "Use Relative Path for Template or Drag and Drop" ermöglicht das Speichern des relativen Ortes des Vergleichsdatensatzes. Das bedeutet, dass die History-Vorlagen diesen Datensatz immer in derselben History-Datei suchen werden.

Wählen Sie mit einem Doppelklick einen Datensatz aus, oder mit einem einfachen Klick und betätigen den "Fertig"-Button.

10.1.10. Current Source Density (CSD, Stromquellendichte)

Diese Transformation ersetzt die Spannungswerte an Elektroden mit gültigen Kopfkoordinaten durch die Stromquellendichte in diesen Punkten. Ihre Einheit ist µV/m². Die entstehenden Kurven besitzen keine Referenzelektroden mehr. Sie können mit anderen Transformationen weiterverarbeitet werden.

Die Stromquellendichte erhält man, indem man den sphärischen Laplace-Operator auf die Spannungsverteilung auf der Kopfoberfläche zu einem festen Zeitpunkt anwendet. Da die Spannungsverteilung nur an den Elektroden bekannt ist, wird das Verfahren der sphärischen Spline-Interpolation benutzt, um die gesamte Spannungsverteilung zu berechnen. Eine genauere mathematische Darstellung dieses Verfahrens findet sich in

F. Perrin et al. (1989), Spherical splines for scalp potential and current density mapping, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology,* 72, 184-187, zusammen mit der Korrektur in *Electroencephalography and clinical Neurophysiology,* 76 (1990), 565.

Zur Berechnung der sphärischen Splines werden 3 Parameter benötigt, die von der Transformation in einem Dialog abgefragt werden: die Ordnung der Splines (im obigen Artikel mit *m* bezeichnet) und der Grad des höchsten Legendre-Polynoms, das in die Berechnung einfließen soll. Je nachdem, welche Werte für die Ordnung eingesetzt werden, wird die Interpolation flacher oder welliger, wobei die Interpolation mit wachsender Ordnung der Splines flacher wird. Generell gilt, je höher die Elektrodendichte, desto kleiner sollte die Ordnung gewählt werden. Da in die Berechnung der sphärischen Splines eine unendliche Reihe von Polynomen eingeht, muss diese Reihe ab einem bestimmten Grad abgebrochen werden. Hier gilt die Regel, je höher die Spline-Ordnung ist, desto geringer darf der Grad des Polynoms sein, bei dem die Berechnung abgebrochen wird.

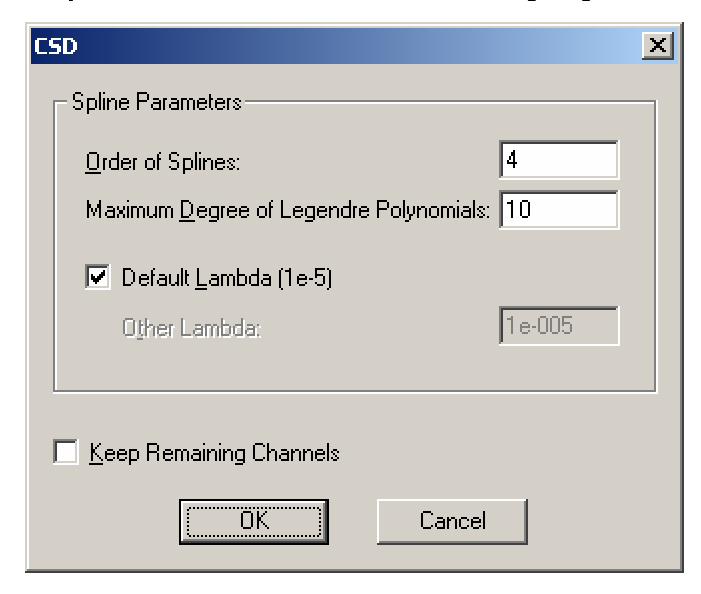


Abbildung 10-18: CSD-Dialog

Der Approximationsparameter Lambda bestimmt die Genauigkeit, mit der die sphärischen Splines an die zu interpolierenden Daten angenähert werden. Sowohl ein zu großes als auch ein zu kleines Lambda führen aus verschiedenen mathematischen Gründen zu einer ungenauen Darstellung. Falls keine methodischen Ausnahmefälle dagegen sprechen, sollte der Standardwert von 1e-5 beibehalten werden.

Trotz dieser Faustregeln ist es nicht empfehlenswert, die Ergebnisse dieses Moduls unhinterfragt zu übernehmen. Beim CSD-Verfahren können durch Approximationen und Rundungsungenauigkeiten bei verschiedenen Datensätzen verschiedene Parameter zu guten oder schlechten Ergebnissen führen. Aus diesem Grund wird für die Anwendung des Moduls folgende Vorgehensweise empfohlen:

- Vor der Ausführung der CSD-Berechnung sollten die Parameter der sphärischen Splines mit dem Mapping-View am aktuellen Datensatz überprüft werden. Erzeugen Sie dazu einen Mapping-View für den Datensatz und wählen Sie die Interpolation durch sphärische Splines mit den Parametern, die Sie für die CSD-Berechnung verwenden wollen.
- Überprüfen Sie gegebenenfalls durch Vergleich mit der Interpolation durch Triangulierung, ob die sphärischen Splines die Spannungsverteilung auf der Kopfoberfläche zufrieden stellend approximieren. Verändern Sie ansonsten die Parameter, bis dies der Fall ist.
- Führen Sie die CSD-Berechnung mit diesen Parametern durch und vergewissern Sie sich anschließend durch Erzeugen eines Mapping-Views von der Richtigkeit des Ergebnisses.

10.1.11. DC-Detrend (DC-Trendkorrektur)

Diese Transformation rechnet den DC-Trend aus dem Signal.

In Abhängigkeit davon, ob sie vor oder nach der Segmentierung aufgerufen wird, kommen zwei verschiedene Verfahren zum Einsatz.

Beim Aufruf vor der Segmentierung kommt die globale Trendkorrektur zum Einsatz, wie sie in

Hennighausen et al. (1993), A correction method for DC drift artifacts, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology,* 86, 199-204

beschrieben ist.

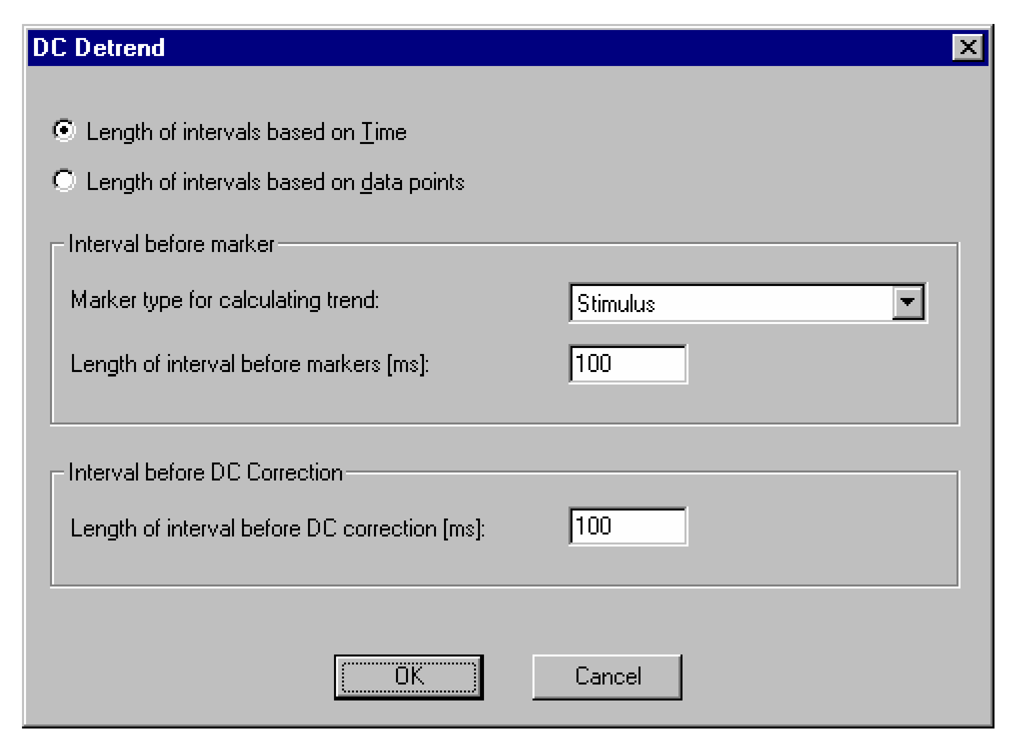


Abbildung 10-19: Dialog der globalen DC-Trendkorrektur

Danach wird im ersten Schritt die mittlere Spannung für jedes Prästimulusintervall des angegebenen Markertyps berechnet. Im zweiten Schritt wird für jeden DC-Reset die mittlere Spannung in einem Intervall unmittelbar vor dem DC-Reset berechnet. Die Differenz zwischen dieser mittleren Spannung vor dem DC-Reset und der mittleren Spannung des ersten Prästimulusintervalls nach diesem DC-Reset wird als Offset zu allen Spannungswerten nach diesem DC-Reset addiert. Anschließend werden im dritten Schritt alle berechneten und durch Addition des Offsets korrigierten mittleren Werte der Prästimulusintervalle entlang der Zeitachse betrachtet und es wird der Trend mit Hilfe dieser Daten durch lineare Regression ermittelt. In die Berechnung gehen dabei nur Intervalle ein, die keinen DC-Reset enthalten. Der Trend wird im vierten Schritt unter Berücksichtigung der DC-Offsets von den Ursprungsdaten abgezogen.

Für diesen Algorithmus können Sie folgende Parameter eingeben:

- den Eingabetyp der Intervalllänge in Millisekunden oder Datenpunkten,

- den Datentyp der Marker, bezüglich denen die Prästimulusintervalle berechnet werden, sowie die Länge dieser Intervalle,
- die Länge der Intervalle vor DC-Korrekturen, über die die Mittelwerte der Spannungen und daraus die Offsets für die nachfolgenden Daten berechnet werden.

Wird die Transformation nach der Segmentierung aufgerufen, so wird die lokale DC-Trendkorrektur angewendet. Hier wird von den Daten aus jedem Segment eine lineare Funktion subtrahiert. Steigung und Randwerte dieser linearen Funktion werden für jedes Segment aus einem bestimmten Intervall am Anfang und am Ende des Segmentes berechnet.

Im DC-Detrend-Dialog haben Sie die Möglichkeit, die Intervalle basierend auf Zeit ("Based on Time") oder basierend auf Datenpunkte einzugeben.

Um den Einfluss von DC-Trends auf die Augenartefaktkorrektur so gering wie möglich zu halten, wird empfohlen, die DC-Trendkorrektur vor der Augenartefaktkorrektur durchzuführen.

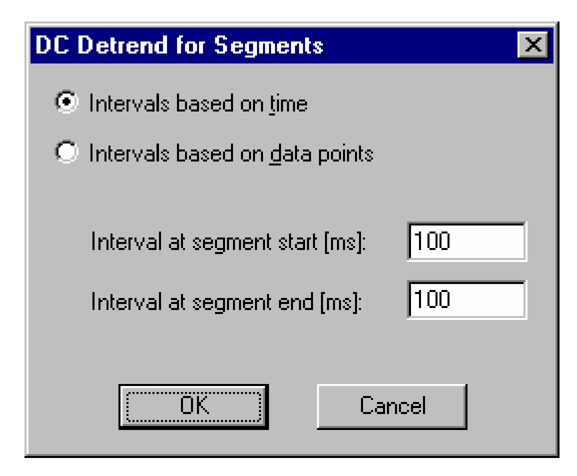
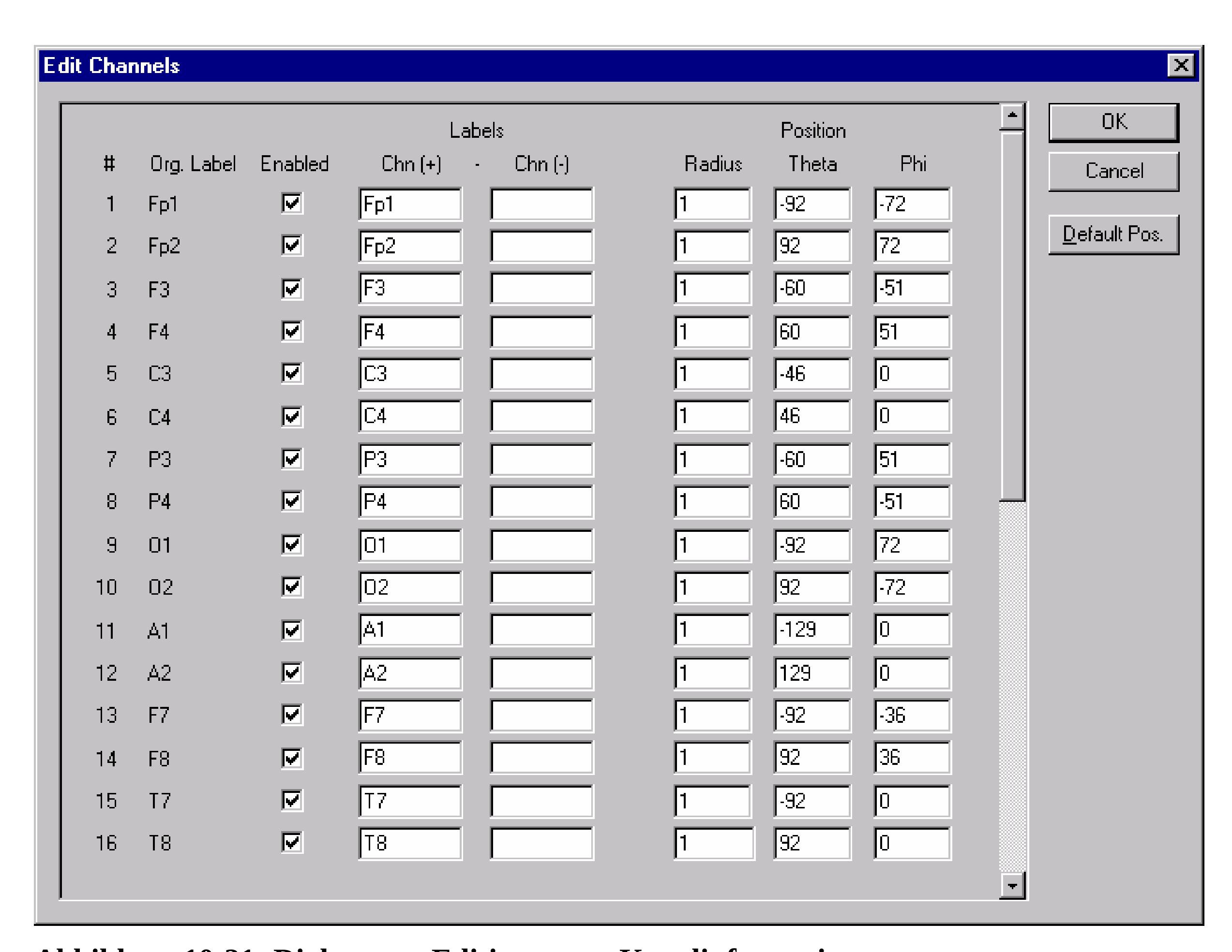


Abbildung 10-20: Dialog der lokalen DC-Trendkorrektur

10.1.12. Edit Channels (Kanäle editieren)

Die Transformation ermöglicht das Editieren der Kanalinformationen. Das Editieren umfasst die folgenden Punkte:

- Ausblenden von Kanälen
- Ändern der Kanal- und Referenzkanalnamen
- Ändern der Positionsangaben



Edit Channels

#	Org. Label	Enabled	Labels Chn (+)	- Chn (-)	Position Radius	Theta	Phi
1	Fp1	☑	Fp1		1	-92	-72
2	Fp2	☑	Fp2		1	92	72
3	F3	☑	F3		1	-60	-51
4	F4	☑	F4		1	60	51
5	C3	☑	C3		1	-46	0
6	C4	☑	C4		1	46	0
7	P3	☑	P3		1	-60	51
8	P4	☑	P4		1	60	-51
9	O1	☑	O1		1	-92	72
10	O2	☑	O2		1	92	-72
11	A1	☑	A1		1	-129	0
12	A2	☑	A2		1	129	0
13	F7	☑	F7		1	-92	-36
14	F8	☑	F8		1	92	36
15	T7	☑	T7		1	-92	0
16	T8	☑	T8		1	92	0

Abbildung 10-21: Dialog zum Editieren von Kanalinformationen

Sie finden im Dialog von links nach rechts die folgenden Felder für alle Kanäle:

- Kanalnummer ("#"), die Nummer des Kanals, nicht editierbar
- Originalname des Kanals ("Org. Label"), nicht editierbar
- "Nicht ausgeblendet" ("Enabled"), löschen Sie die Checkbox, um den betreffenden Kanal auszublenden.
- Kanalname ("Chn (+)"), den Sie beliebig verändern können.
- Referenzkanalname ("Chn (-)"), Referenzkanalname, ebenfalls beliebig veränderbar Durch die Veränderung des Namens erfolgt keine Rereferenzierung. Der Name dient hier nur der Information.

- Positionsangaben ("Radius", "Theta", "Phi"), zum Koordinatensystem beachten Sie bitte im Anhang den Abschnitt "Elektroden-Koordinatensystem".

Außerdem finden Sie am rechten Rand des Dialogs den Button "Default Pos". Dieser Button setzt nach einer Sicherheitsabfrage alle Elektrodenkoordinaten abhängig von den Kanalnamen nach dem 10/10-, bzw.10/20-System. Alle nicht erkannten Kanäle werden auf die Position 0,0,0 (ungültige Position) gesetzt.

10.1.13. FFT (Fast Fourier Transformation)

Durch die Fourier-Transformation werden Daten aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich transformiert, d.h. die resultierenden Daten geben an, wie stark die einzelnen Frequenzen zwischen 0Hz und maximal der halben Abtastrate im EEG vertreten sind.

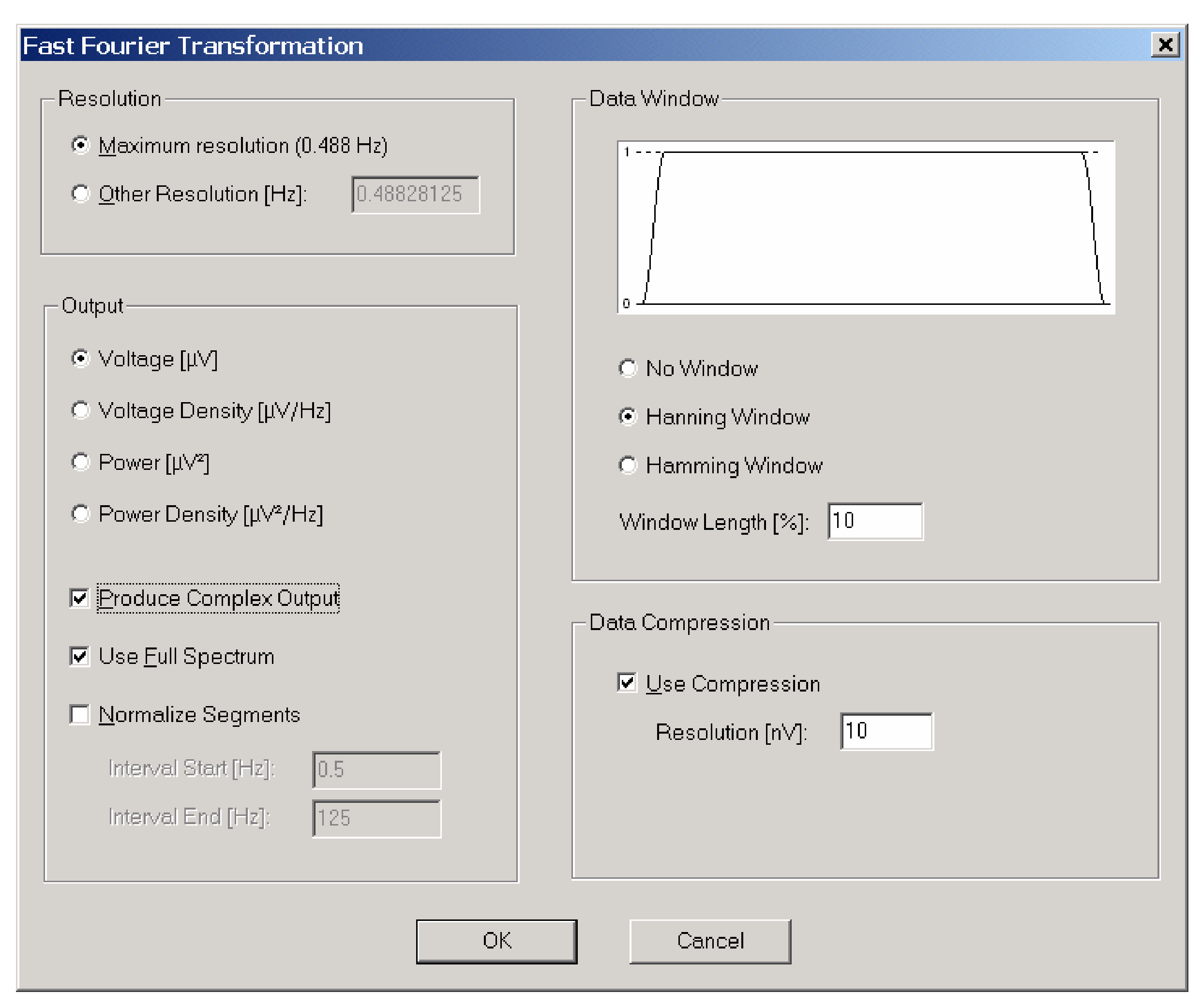


Abbildung 10-22: FFT-Dialog

Im FFT-Dialog haben Sie die folgenden Eingabemöglichkeiten:

- **"Resolution", Auflösung**
  Hier bestimmen Sie die Auflösung des neuen Datensatzes in Hertz. Sie können dabei zwischen der maximalen Auflösung, die sich aus der Anzahl der Punkte in den Segmenten und der Samplerate ergibt, und einer beliebig einstellbaren Auflösung wählen. Die maximale Auflösung berechnet sich hierbei mit *Auflösung = Abtastrate / Segmentlänge*.

- **"Output", resultierende Daten**
  Hier legen Sie den Typ der resultierenden Daten und deren Einheit der Berechnung fest. Sie können zwischen den Datentypen Spannung ("Voltage") in µV, Spannungsdichte ("Voltage Density") in µV/Hz, Leistung ("Power") in μV^2 und Leistungsdichte ("Power Density") in $\mu V^2/Hz$ wählen.

Density: Bei der Spannungsdichte- und Leistungsdichtefunktion werden die Spektrallinienwerte so skaliert, als wären sie mit einem Spektrallinienabstand von 1Hz berechnet worden, was Vergleiche zwischen FFT-Analysen ermöglicht, die mit unterschiedlichen spektralen Auflösungen durchgeführt wurden. Hierzu werden die Spektrallinienwerte mit einem konstanten Faktor ***b*** multipliziert, der dem Reziprokwert des Spektrallinienabstands entspricht ($b=1/f_b$).

Normalize: Eine andere Art der Vergleichbarkeit von FFT-Daten lässt sich über den Schalter „Normalize Segments“ erreichen. Oftmals ist es in der EEG-Forschung wichtig, relative Vergleiche über die Veränderung der spektralen Zusammensetzung des EEG-Signals anzustellen. Da sich die Gesamtleistung des EEG jedoch von Segment zu Segment unterscheidet, lassen sich solche Vergleiche normalerweise nicht durchführen. Über die Normalize-Funktion ist es jedoch möglich, die Gesamtfläche im gesamten EEG-Spektrum oder auch nur in einem Teil davon zu normalisieren und somit vergleichbar zu machen.

Ohne aktivierten Normalize-Modus liefert das FFT-Modul die Daten im Frequenzbereich, wie sie durch die Fourier-Transformation entstehen. Durch Aktivierung des Normalize-Modus werden die Daten nach der Fourier-Transformation mit einem Faktor multipliziert, der bewirkt, dass die gewählte Normalisierungsfläche unter jedem Kanal und in jedem Segment identisch ist. Es werden also in diesem Fall nicht die absoluten Daten ausgegeben, sondern die relative Verteilung der Aktivität auf die einzelnen Spektrallinien.

Hierzu kann in zwei Dialogboxen die untere und die obere Grenze des Normalisierungsbereichs angegeben werden. Als minimale untere Grenze ist 0,5Hz vorgegeben, da allgemein davon ausgegangen wird, dass Frequenzanteile unterhalb von 0,5Hz nicht elektrokortikalen Ursprungs sind und diese Frequenzanteile darüber hinaus von Segment zu Segment äußerst instabil sind. Die Fläche dieses Frequenzbereichs wird berechnet und durch Multiplikation mit einem von Segment zu Segment und zwischen den Kanälen unterschiedlichen Normalisierungsfaktor auf den Flächenwert 100 gesetzt. Ebenso werden auch alle nicht im Normalisierungsbereich liegenden Spektrallinienwerte mit diesem Faktor multipliziert und somit ebenfalls normalisiert.

Hierdurch lassen sich leicht Bandvergleiche wie z.B. der relative Alpha-Anteil am EEG oder der Alpha-Slow-Wave-Index berechnen. Auch die Berechnung von Maßen wie der spektralen Eckfrequenz lässt sich über die Normalisierung wesentlich erleichtern.

Full spectrum: Über den Schalter „Use full spectrum“ wird festgelegt, ob für die Berechnung der Spektrallinienwerte nur eine oder beide Hälften des Spektrums herangezogen werden sollen, was effektiv einer Verdoppelung der Spektrallinienwerte entspricht. Dies ist insbesondere bei der Berechnung von Leistungsspektren (Power-Spektren) von Bedeutung, da über diesen Schalter beiden im EEG-Bereich vertretenen Definitionen von spektraler Leistung als μV^2 oder als $\mu V^2/2$ Rechnung getragen werden kann. Bei selektiertem Schalter "Use full spectrum" gehorchen die resultierenden FFT-Leistungsspektren zudem dem Parzival-Theorem, welches besagt, dass die Gesamtpower im Leistungsspektrum stets gleich der Gesamtvarianz im Zeitsignal sein soll.

Complex Output: Über den Schalter "Produce Complex Output" können Sie angeben, ob das FFT-Modul komplexe Daten liefern soll. Sie sollten immer dann komplexe Daten erzeugen, wenn Sie die aus der FFT resultierenden Daten nachfolgend mit

Transformationen weiterbearbeiten wollen, die neben den Betragswerten der Spektrallinien auch deren Phaseninformation verarbeiten müssen und dementsprechend zwingend komplexe Daten voraussetzen. Ein Beispiel hierfür ist die Kohärenzanalyse.

- **"Data Window"**
  Hier können Sie das FFT-Datenfenster festlegen. Sie können hierbei zwischen den Fenstertypen "No Window" (kein Fenster oder Rechteckfenster), "Hanning Window" (Hanning-Fenster) oder "Hamming Window" (Hamming-Fenster) wählen. Außerdem können Sie die Fensterlänge in Prozent der Segmentlänge eingeben ("Window length"). Die Fensterfunktion wird grafisch dargestellt (zur Fensterfunktion siehe unten).
- **"Data Compression"**
  Unter diesem Punkt können Sie angeben, ob die Daten komprimiert oder unkomprimiert gespeichert werden sollen. Komprimierte Daten sparen Speicherplatz in der History-Datei, sind dafür aber ungenauer als unkomprimiert abgespeicherte Daten. Falls Sie komprimierte Daten einstellen, können Sie den Grad der Auflösung der Daten in Nanovolt wählen (1000 nV = 1 µV). Je geringer die Auflösung der Daten gewählt wird (größere Werte), desto größer ist der Komprimierungseffekt und desto geringer ist somit der benötigte Speicherplatz.

Zum Verfahren:

Streng genommen erstreckt sich eine Fourier-Transformation von 0 Hz bis zur maximalen Abtastrate, die Daten im hohen Frequenzbereich ergeben sich jedoch als konjugiert komplexe Werte aus den Daten im niederen Frequenzbereich und werden daher nicht explizit berechnet.

Die Datenwerte sind so skaliert, dass eine Sinuswelle von 1Hz und einer Amplitude von 100µV bei einem Output-Format "Voltage", Berechnung ohne Datenfenster und bei ausgeschaltetem Schalter "Use full spectrum" an der Stelle 1Hz einen Wert von 50µV erzeugt. Zusammen mit dem entsprechenden Datenwert im hohen Frequenzbereich, also bei selektiertem Schalter "Use full spectrum" ergibt sich der ursprüngliche Wert von 100µV an der Stelle 1Hz. Diese Vorgehensweise entspricht der Berechnung einer Fourier-Transformation mit anschließender Division durch die Anzahl der verwendeten Datenpunkte.

Ein Wort zur Interpolation:

Obwohl die Fourier-Transformation im Prinzip in jedem Punkt des Bearbeitungsvorgangs eingesetzt werden kann, wird aus Zeitersparnisgründen ihr Einsatz auf segmentierte EEGs empfohlen.

Die Transformation wird hierbei für jedes Segment separat ausgeführt, wobei es nicht zwingend notwendig ist, dass die Anzahl der Datenpunkte eines Segmentes eine Potenz von 2 ist. Ist dies nicht der Fall, so werden die Segmente automatisch auf die nächst größere Zweierpotenz verlängert und die vorhandenen Daten werden um die entsprechende Anzahl von Nullen ergänzt.

Dieses Verfahren, auch "Padding" genannt, entspricht dabei einer Interpolation der Daten im Frequenzspektrum des ursprünglichen Datensatzes, was dazu führt, dass man als Ergebnis ein

Frequenzspektrum erhält, das eine höhere Auflösung besitzt, als der Ursprungsdatensatz. Es gehen hierbei jedoch keine Daten verloren und es entstehen bei diesem Verfahren auch keine Artefakte in den resultierenden Daten.

Allerdings kann aufgrund der Interpolationen nicht erwartet werden, dass die Anwendung auf Daten mit beliebiger Segmentlänge und Abtastfrequenz immer vergleichbare Ergebnisse liefert, da sich die so gerechneten FFTs in der Gesamtanzahl der Datenpunkte und somit auch im Informationsgehalt der eingehenden Ursprungsdaten unterscheiden, was zwangsläufig auch zu Unterschieden in den resultierenden Spektren führt. Die Verwendung von interpolierten FFT-Spektren eignet sich also vor allem zur visuellen Inspektion der Daten.

Um die Interpolation der FFT-Daten bei beliebigen Auflösungen zu vermeiden, sollte man also sicherstellen, dass die Anzahl der Datenpunkte in den Segmenten eine Zweierpotenz ist und sollte im Modul die Option „Maximum Resolution“ einstellen.

Wählt man im FFT-Modul eine andere, als die durch die Segmentlänge und die Datenrate bestimmte maximale spektrale Auflösung, so werden die resultierenden FFT-Spektren je nach gewählter Auflösung ebenfalls interpoliert oder sogar interpoliert und integriert. Wie bereits gesagt wurde, liefert eine solche Interpolation auf jeden Fall korrekte FFT-Spektren und erzeugt selbst auch keine Artefakte, jedoch ist es wichtig, sich zu vergegenwärtigen, dass eine solche FFT-Analyse nicht zwangsläufig mit einer FFT-Analyse über einen Datensatz vergleichbar ist, der die hier gewählte Auflösung als maximale spektrale Auflösung hat.

Ein Beispiel soll dies verdeutlichen: Gegeben sei eine EEG-Aufnahme mit einer Samplerate von 1024 Hz und Segmenten von 4096 Punkten. Die maximale spektrale Auflösung beträgt demnach 0,25 Hz (1024/4096=0,25). Wählt man nun eine "Other resolution" von 1,0 Hz, so gehen bei dieser FFT mit 1,0 Hz nicht jeweils 1024 Datenpunkte in die Analyse ein, wie es bei einer maximalen Auflösung von 1,0 Hz (Segmente von 1024 Datenpunkte und 1024 Hz Samplerate) der Fall wäre, sondern die vierfache Datenmenge. Die Auflösung von 1,0 Hz wird nun durch die Integration von jeweils vier Spektrallinienwerten hergestellt, wobei bei nicht glatt teilbaren Auflösungsverhältnissen Überlappungen der Werte an den Spektrallinienkanten interpoliert werden. Da die vierfach längeren Ursprungssegmente jedoch zwangsläufig einen anderen Informationsgehalt als die kurzen Segmente haben, kann trotz theoretisch gleicher FFT-Auflösung eine Gleichheit der Ergebnisse auf keinen Fall erwartet werden.

Es soll hier jedoch klar angemerkt werden, dass dies kein Problem des verwendeten Verfahrens ist, sondern zwingend aus den Unterschieden in Menge und Gehalt der in die FFT-Analyse eingehenden Information bei unterschiedlichen spektralen Auflösungen resultiert.

Dieses der Interpolation inhärente Problem trifft in besonderem Maße auf die Berechnung komplexer FFT-Werte bei Wahl einer anderen als der maximalen spektralen Auflösung zu, denn hierbei müssen neben den Betragswerten der Spektrallinnen auch deren Phaseninformationen interpoliert und/oder integriert werden, was den eigentlich eher stetigen Verlauf der Phaseninformation beeinträchtigen und z.B. eine nachfolgend durchgeführte Kohärenzanalyse vom Ergebnis her fraglich erscheinen lassen kann.

Alles in allem muss der weiter oben angeführte Punkt nochmals bestätigt werden, dass sich derart interpolierte Spektren vor allem für die visuelle Inspektion von Daten eignen und nicht die Grundlagen von weiterführenden Berechnungen bilden sollten.

Kleine Exkursion in die Funktion des Datenfensters.

Bei der Fourier-Transformation wird davon ausgegangen, dass sich das Ausgangssignal periodisch wiederholt. Da diese Voraussetzung bei der Transformation von EEG-Ausschnitten in der Regel nicht gegeben ist, geht die Differenz zwischen dem Spannungswert zu Beginn des Segmentes und dem Spannungswert am Ende des Segmentes als Sprungstelle in die Berechnung der Fourier-Transformation ein und führt zur Verfälschung der zu berechnenden Daten.

Um diesen Effekt zu verringern, gibt es die Möglichkeit, über das zu transformierende Segment ein Datenfenster zu legen, das die EEG-Daten in den Randbereichen dämpft. Nach Anwendung des Datenfensters beträgt der Spannungswert an Anfang und Ende des Segments 0 und steigt zur Mitte des Segments auf den ursprünglichen Messwert an.

Der Bereich, in dem das Datenfenster zur Anwendung kommt, kann in Prozent angegeben werden, 100% würde bedeuten, dass lediglich der Wert in der Mitte des Segmentes mit dem ursprünglichen Datenwert übereinstimmt und alle anderen Werte durch das Datenfenster gedämpft werden. Je geringer die angegebene Prozentzahl ist, desto kleiner ist der Bereich, der durch das Datenfenster verändert wird. Dieses Prinzip wird im FFT-Modul sehr anschaulich grafisch dargestellt.

Das Hanning-Fenster berechnet sich aus der Formel

$W_P = 0,5(1 - \cos(2\pi x/P))$,

das Hamming-Fenster durch

$W_P = 0,54 - 0,46 \cos(2\pi x/P))$.

P bezeichnet die oben genannte Prozentangabe. Entsprechend symmetrische Formeln gelten für das Ende des Segmentes.

Aus dem oben zur Funktionsweise des Datenfensters gesagten ergibt sich, dass das Gesamtsignal und damit auch die Gesamtvarianz des EEG-Signals durch das Fenster insbesondere zu den Rändern hin abgeschwächt werden. Entsprechend wirkt sich die Anwendung eines Datenfensters auch in einer Dämpfung der aus der Fourier-Transformation entstehenden Daten aus.

Aus diesem Grund wird vor der Anwendung der Fourier-Transformation ein für das verwendete Datenfenster und die Fensterbreite spezifischer Korrekturfaktor berechnet, mit dem die Daten nach der Fourier-Transformation multipliziert werden. Diese Korrektur stellt sicher, dass die Gesamtvarianz des transformierten Signals mit der Gesamtvarianz des ursprünglichen Signals übereinstimmt.

10.1.14. Filters (Filter)

Diese Transformation ermöglicht die Filterung des EEGs mit Hilfe von drei verschiedenen Filtertypen:

- Hochpassfilterung mit wählbarer Grenzfrequenz oder Zeitkonstante,
- Tiefpassfilterung mit wählbarer Grenzfrequenz,
- Bandsperrfilterung für 50 Hz oder 60 Hz (Notch-Filter) zur Eliminierung von Störeinflüssen durch das Stromnetz. Der Notch-Filter hat eine Bandbreite von 5 Hz, symmetrisch um die eingestellte Notch-Frequenz (d.h. 50 Hz +/- 2,5 Hz, bzw. 60Hz +/- 2,5 Hz). Der Flankenanstieg beträgt immer 24 dB/Oktave.

Die Grenzfrequenz bzw. die Zeitkonstante geben die Frequenz an, bei welcher das Signal um 3 dB geringer als das Eingangssignal ist, das Eingangssignal also in etwa um 70% verringert wird. Die Filter sind als phasenshiftfreie Butterworth-Filter implementiert. Bei den Hoch- und Tiefpassfiltern ist zusätzlich die Steilheit des Filters zwischen 12 dB/Oktave, 24 dB/Oktave und 48 dB/Oktave wählbar.

Um den Einfluss von Diskontinuitäten auf das Filter sowie Einschwingvorgänge so gering wie möglich zu halten, wird der Einsatz des Filters vor der Segmentierung empfohlen.

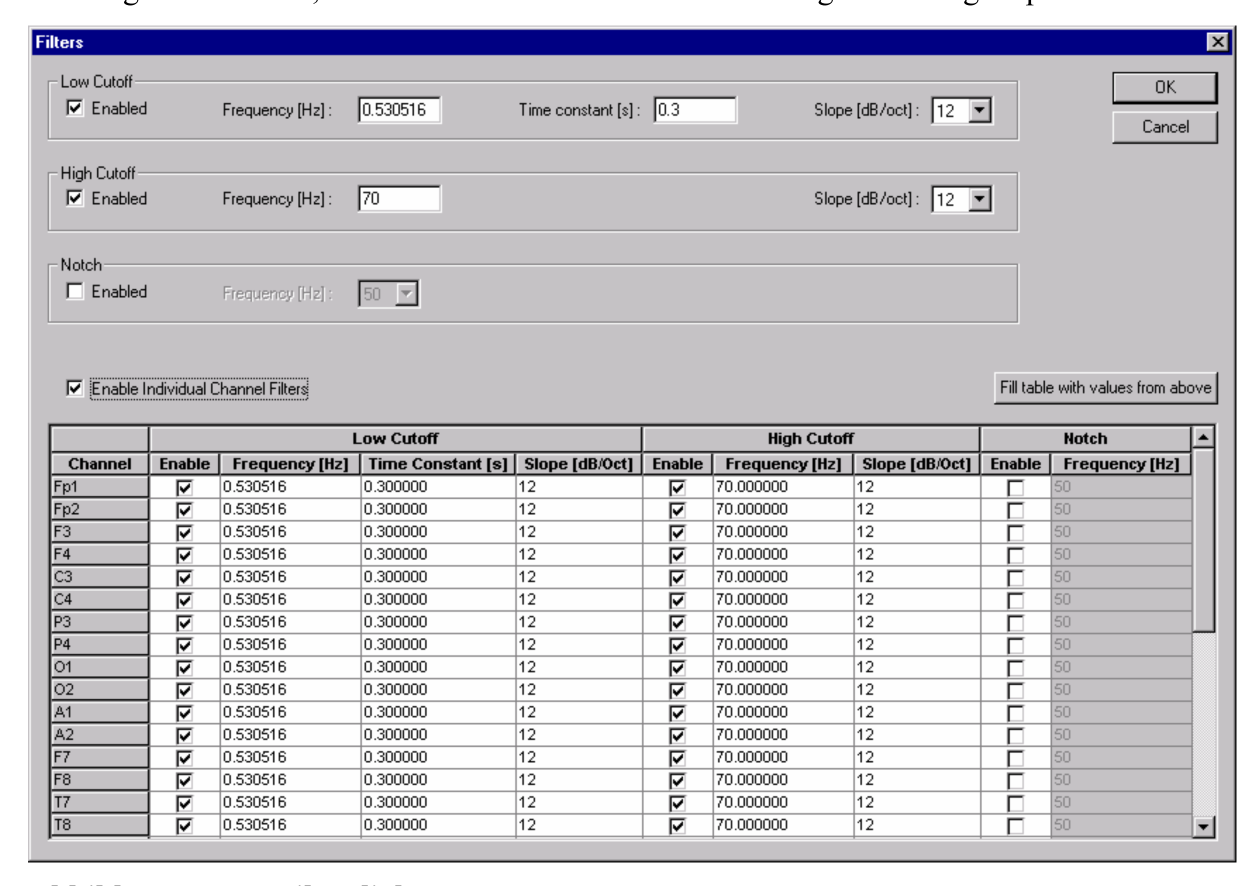


Abbildung 10-23: Filterdialog

Im Einzelnen können Sie im Filterdialog die folgenden Punkte einstellen:

Hoch- ("Low Cutoff") und Tiefpass ("High Cutoff"):

- Ein / abschalten ("Enable") des Filters

- die Grenzfrequenz ("Frequency") bzw. alternativ beim Hochpass die Zeitkonstante ("Time Constant")
- Filtersteilheit ("Slope")

Bandsperrfilter:

- Ein / abschalten ("Enable") des Filters
- Wahl der Sperrfrequenz ("Frequency"), 50 oder 60 Hertz

Wenn Sie die Checkbox "Enable Individual Channel Filters" aktivieren, lassen sich in der darunter liegenden Tabelle die Filter für jeden einzelnen Kanal separat einstellen. Bei Betätigung des Buttons "Fill Table with Values From Above" werden die oben eingegebenen Werte in die Tabelle übernommen. Sie können dann die Kanäle ändern, die abweichend gefiltert werden sollen.

10.1.15. Formula Evaluator (Formelauswerter)

Mit Hilfe dieses Moduls können neue Kanäle als Funktionen von vorhandenen Kanälen berechnet werden. Dabei stehen Ihnen umfangreiche mathematische Möglichkeiten zur Verfügung.

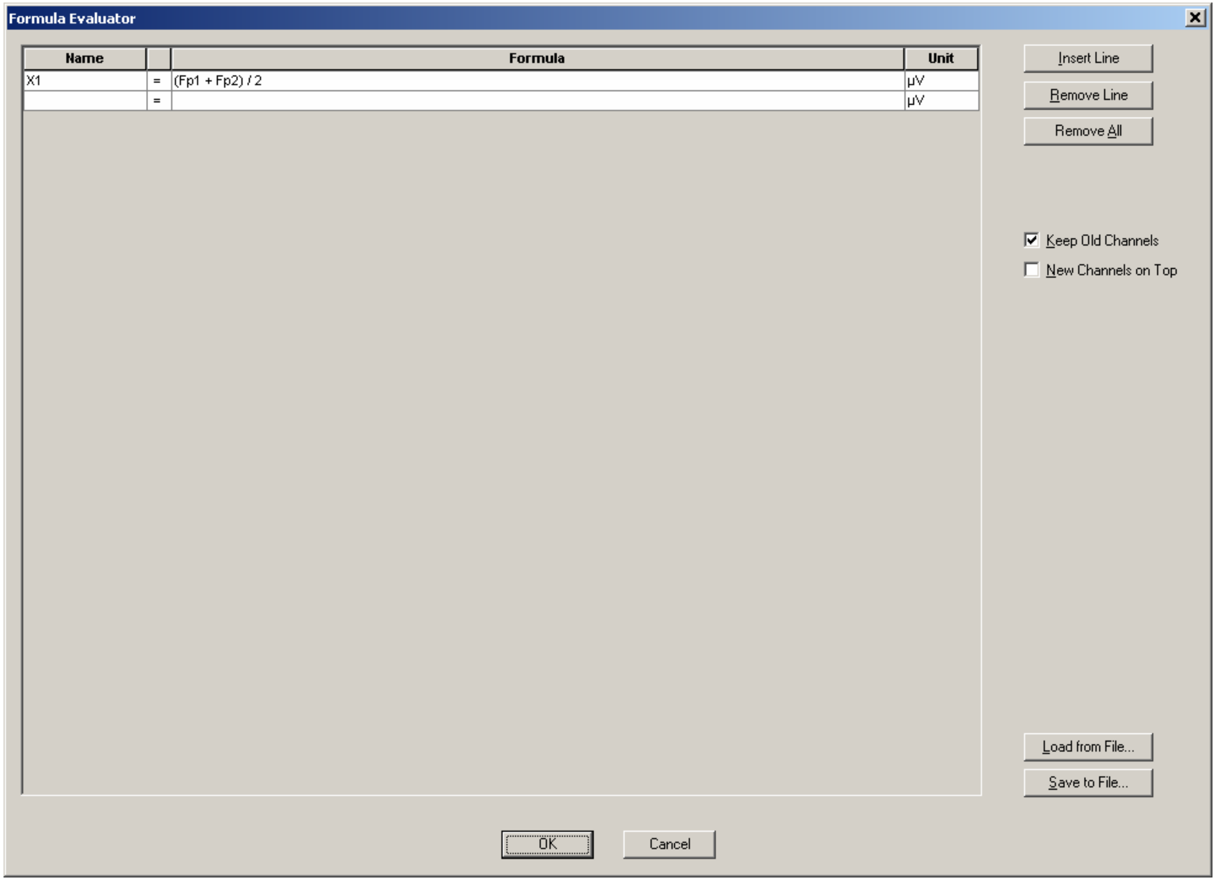


Abbildung 10-24: Formelauswerter-Dialog

Die Eingabe der Formeln erfolgt im Dialog des Moduls. In der linken Spalte (Name) geben Sie den Namen des neuen Kanals an, der die Daten aus der Berechnung enthält. In der mittleren Spalte (Formula) tragen Sie die Formel ein, mittels der die Daten berechnet werden. Groß- und Kleinschreibung wird dabei ignoriert. In der rechten Spalte (Unit) können Sie die Einheit des neuen Kanals vorgeben. Sie können Formeln mit dem Knopf „Save to File...“ in ASCII-Dateien abspeichern und ASCII-Dateien mit Formeln über den Knopf „Load from File..“ in den Dialog einladen. Wenn Sie die ASCII-Dateien mit einem Editor oder einem anderen Programm erstellen möchten, so muss jede Zeile der Datei die Form

Name = Formel

besitzen.

Mit der Option „Keep Old Channels“ können Sie alle Kanäle aus dem vorangegangenen Datensatz, die nicht neu definiert werden, unverändert übernehmen. In diesem Fall können Sie mit "New Channels on Top" dafür sorgen, dass die neuen Kanäle an den Anfang gestellt werden.

Für die Formeln stehen Ihnen folgende Möglichkeiten sowie deren Kombinationen zur Verfügung:

- Die Operatoren +, -, *, / , sowie runde Klammern. Die Punkt-vor-Strich-Regel wird berücksichtigt.
- Kanalnamen, diese werden punktweise interpretiert.
- Die Konstanten e, pi und i (imaginäre Einheit) sowie numerische Eingaben.
- Die mathematischen Funktionen sqrt, abs, ln (natürlicher Logarithmus), log (Logarithmus zur Basis 10), sin, cos, tan, atan, sinh, cosh, tanh, real (Realteil), imag (Imaginärteil), arg (Argument einer komplexen Zahl).
- Die Funktion shift, auf die noch näher eingegangen wird.

Der Formelauswerter verarbeitet sowohl reelle als auch komplexe Daten, es ist aber zu beachten, dass das Format der Ausgabedaten mit dem Format der Eingabedaten identisch sein muss. Reelle Zahlen werden dabei falls erforderlich automatisch in komplexe Zahlen umgewandelt. Die mathematischen Funktionen stehen derzeit nur für reelle Argumente zur Verfügung.

Numerische Konstanten werden als feste Zahl über den gesamten Bereich interpretiert. Kanalnamen werden punktweise interpretiert. Auf Kanalnamen kann die Funktion shift angewendet werden. Sie hat die Form

shift(Kanal, Shiftindex).

Der Shiftindex kann sowohl positiv als auch negativ sein. Die Funktion wird als Linksshift betrachtet, d.h.

shift(Fp1, 1) verschiebt Fp1 so, dass der Datenpunkt mit Index 2 zum Datenpunkt mit Index 1 wird. Entsprechend wird beispielsweise bei shift (Fp1, -2) der Datenpunkt mit Index 1 zum Datenpunkt mit Index 3.

Beispiele:

Viele Funktionen bestehender Module können auch mit Hilfe des Formelauswerters berechnet werden:

Linear Derivation kann durch eine Formel der Gestalt

Kanal = a*Kanal 1 + b*Kanal 2 + ...

berechnet werden.

RMS von Fp1, Fp2 und Fz kann durch die Formel

RMS = sqrt((Fp1*Fp1 + Fp2*Fp2 + Fz*Fz) / 3)

berechnet werden. Analog können hier auch andere Maße definiert werden.

Rectify kann durch

Kanal = abs(Kanal)

definiert werden.

Mit Hilfe der Shift-Funktion ist es auch möglich, einfache Filter wie beispielsweise gleitende Mittel zu realisieren:

Fp1 = (shift(Fp1, -1) + Fp1 + shift(Fp1, 1)) / 3

oder

Fp1 = shift(Fp1, -1) * 0.25 + Fp1 * 0.5 + shift(Fp1, 1) * 0.25

Sollten Ihre Kanalnamen numerisch sein, so setzen Sie diese in der Formel in Anführungsstriche. Beispiel:

1 = (shift("1", -1) + "1" + shift("1", 1)) / 3

10.1.16. Frequency Extraction

Die Frequenzextrahierung funktioniert nach dem Prinzip der komplexen Demodulation. Bei diesem Verfahren wird das EEG-Signal mit mathematischen Methoden kontinuierlich so transformiert, dass das resultierende Signal nur noch aus Frequenzanteilen des definierten Bereiches besteht.

Im Unterschied zur Fourier-Transformation kann nur ein bestimmtes Frequenzband extrahiert werden. Der Vorteil dieser Transformation besteht aber darin, dass sie auch auf unsegmentierten EEGs mit hoher Geschwindigkeit arbeitet und dass die Ausgabe jedes Kanals wieder ein kontinuierlicher Kanal ist.

Diese Transformation ist nicht mit einer Bandpassfilterung zu verwechseln. Das resultierende Signal ist nicht das gefilterte Eingangssignal, sondern es beschreibt die Leistung oder Phase des ausgewählten Frequenzbereiches zu jedem Zeitpunkt.

Das Transformationsobjekt bietet folgende Eingabemöglichkeiten: die Wahl zwischen der Ausgabe der Leistung oder der Phase, sowie die Wahl des zu extrahierenden Frequenzbandes.

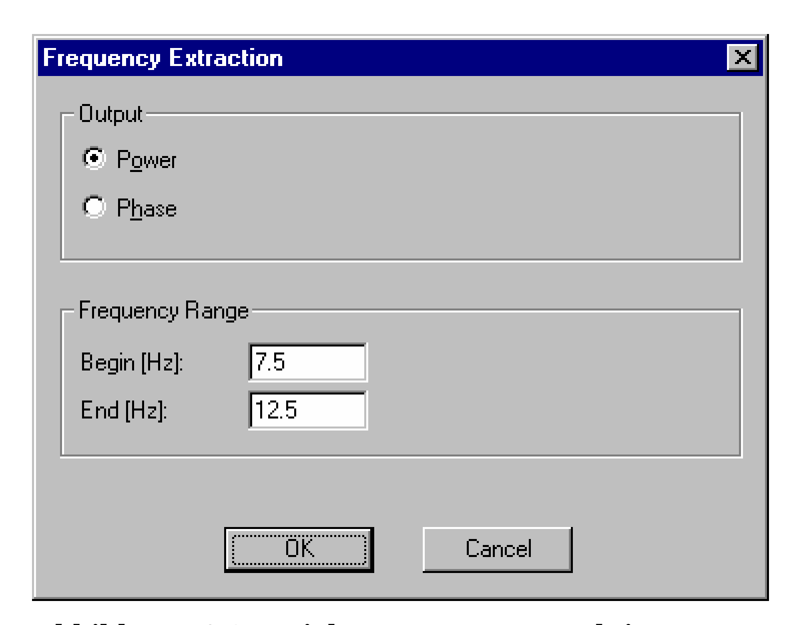


Abbildung 10-25: Dialog Frequenz-Extraktion

Wird die Ausgabe der Leistung gewählt, so wird die mittlere Leistung im angegebenen Frequenzband für jeden Datenpunkt berechnet. Bei Auswahl der Phase wird die Phase des Signals im angegebenen Frequenzband berechnet. Diese Zahl ist nur bis auf ein Vielfaches von 2π eindeutig bestimmt. Die Ausgabewerte können sich daher bei unterschiedlicher Auswahl des dargestellten Intervalls um Vielfache dieses Wertes unterscheiden. Anhand der Phase kann auf die dominante Frequenz im berechneten Frequenzbereich geschlossen werden. Eine ansteigende Phase lässt auf eine dominante Frequenz unterhalb der Mitte des gewählten Intervalls schließen, während eine absteigende Phase darauf schließen lässt, dass die dominante Frequenz oberhalb der Intervallmitte liegt.

10.1.17. ICA (Independent Component Analysis)

Dieses Modul dient zur Berechnung der ICA von EEG-Signalen, d.h. der Zerlegung der Signale in unabhängige Komponenten mit Mitteln der Informationstheorie.

Methode

Das Ziel der ICA bei der so genannten „blinden Quellentrennung“ ist die Rekonstruktion von Quellsignalen aus einer Mischung dieser Signale, wobei sowohl die Quellsignale als auch die Mischung nicht bekannt sind. Allerdings werden Annahmen bezüglich der Signale und der Mischung dieser Signale gemacht. Für die zu rekonstruierenden Signale wird angenommen, dass diese statistisch unabhängig voneinander sind. Nähere Details zur verwendeten Theorie finden sich in [BS95], [Car98] und [MBJS96] und werden an dieser Stelle nicht näher erläutert. Es soll hier lediglich festgehalten werden, dass es sich bei der ICA um ein rein statistisches, sprich mathematisches Verfahren handelt. Das Verfahren geht von den oben genannten Annahmen aus und verwendet keinerlei physiologische Zusatzinformationen. Zu prüfen, ob die Annahmen erfüllt sind und ob auf physiologische Randbedingungen verzichtet werden kann, bleibt Ihnen als Anwender des Moduls überlassen. Von dieser Überprüfung hängt die Aussagekraft der Resultate ab, die mit der ICA generiert werden.

Das Resultat der ICA ist ein Satz von Komponenten, die analog wie EEG-Kanäle im Zeitbereich definiert sind. Zusätzlich liefert die ICA eine Transformationsmatrix, mit der die Komponenten aus den Kanälen berechnet werden können. Zur Bestimmung dieser Gewichtsmatrix wird der Infomax-Algorithmus verwendet, ein iteratives Gradientenverfahren, das beispielsweise in [MBJGS97] beschrieben ist.

Parametereinstellungen

Im ersten Schritt des Parameterdialogs haben Sie die Möglichkeit, die Matrix, die zur Berechnung der ICA-Komponenten aus den ursprünglichen Kanälen verwendet wird, als Ascii-Datei zu speichern. Das Selbe ist für die inverse ICA-Matrix möglich. Diese Matrizen können dann über Makros und externe Programme manipuliert und ausgewertet werden. Sie können auch zur Verarbeitung im Modul Linear Derivation verwendet werden. Die Matrizen können in das Export-Verzeichnis des Analyzers (zur Auswertung), ins Rohdatenverzeichnis (zum Import in Linear Derivation) oder in ein weiteres beliebiges Verzeichnis geschrieben werden.

Außerdem kann im ersten Schritt des Dialoges ausgewählt werden, ob alle Kanäle oder nur eine Untermenge zur Berechnung der ICA verwendet werden soll. Auf diese Weise können beispielsweise Triggerkanäle aus der ICA ausgeblendet werden, die in der Regel nicht den oben beschriebenen Voraussetzungen genügen.

Da es sich bei der ICA um ein statistisches Verfahren handelt, muss nicht unbedingt die gesamte Datensatzlänge zur Berechnung verwendet werden. Oft sind bestimmte Bereiche des EEG-Signals in Bezug auf die Komponenten sogar aussagekräftiger. Aus diesem Grund gibt es im zweiten Schritt des Dialoges die Möglichkeit, den verwendeten Bereich des EEGs einzuschränken, um die Berechnung einerseits auf statistisch signifikante Bereiche einzuschränken und andererseits auch die Performance des Verfahrens zu erhöhen.

Channels and Matrix Files

Matrix Files

Placeholders: $h = History File Name
$n = Name of Current Data Set

Write LDR-File for ICA

Path:

Resulting File Name:

Write LDR-File for Inverse ICA

Path:

Resulting File Name:

Write to Export Directory

Write to Raw Data Directory

Write to Following Directory: C:\Vision\Export Browse ...

Channels

Use All Channels Use Only the Following Channels

Disabled Channels: Enabled Channels:

A1
A2
C3
C4
CP5
CP6
Cz
F3
F4
F7
F8
FC1
FC2
FC5
FC6
Fp1
Fp2

Enable >>

<< Disable

< Back Next > Cancel

Abbildung 10-26: Eingangsdialog der ICA

Literatur

[BS95] A.J. Bell, T.J. Sejnowski, *An information-maximation approach to blind separation and blind deconvolution*, Neural Computation 7:1129-1159

[Car98] J.-F. Cardoso, *Blind Signal Separation: Statistical Principles*, Proceedings of the IEEE, 86/10, 1998

[MBJS96] S. Makeig, A.J. Bell, T.-P. Jung, T.J. Sejnowski, *Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data*, Advances in Neural Information Processing Systems, MIT Press, Cambridge MA, 8, 1996

[MBJGS97] S. Makeig, A.J. Bell, T.-P. Jung, D. Ghahremani, T.J. Sejnowski, *Blind separation of auditory event-related brain responses into independent components*, Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 94:10979-10984, 1997

10.1.18. Level Trigger (Schwellwert-Trigger)

Diese Transformation ermöglicht es Ihnen, bei Spannungsüberschreitung, bzw. -unterschreitung auf einem oder mehreren Kanälen Marker vom Typ "Threshold" zu setzen. Diese Marker können dann als Grundlage der Segmentierung dienen.

Ein Anwendungsfall sind zum Beispiel Muskelaktivitäten, die als Referenz beim Mitteln verwendet werden sollen.

Ein anderer Anwendungsfall ist die Verwendung eines Analogkanals als Speicher für Stimuli in Aufnahmesystemen, die nicht über Digitaleingänge verfügen. Hier können verschiedene Stimuli als unterschiedliche Spannungspegel kodiert werden.

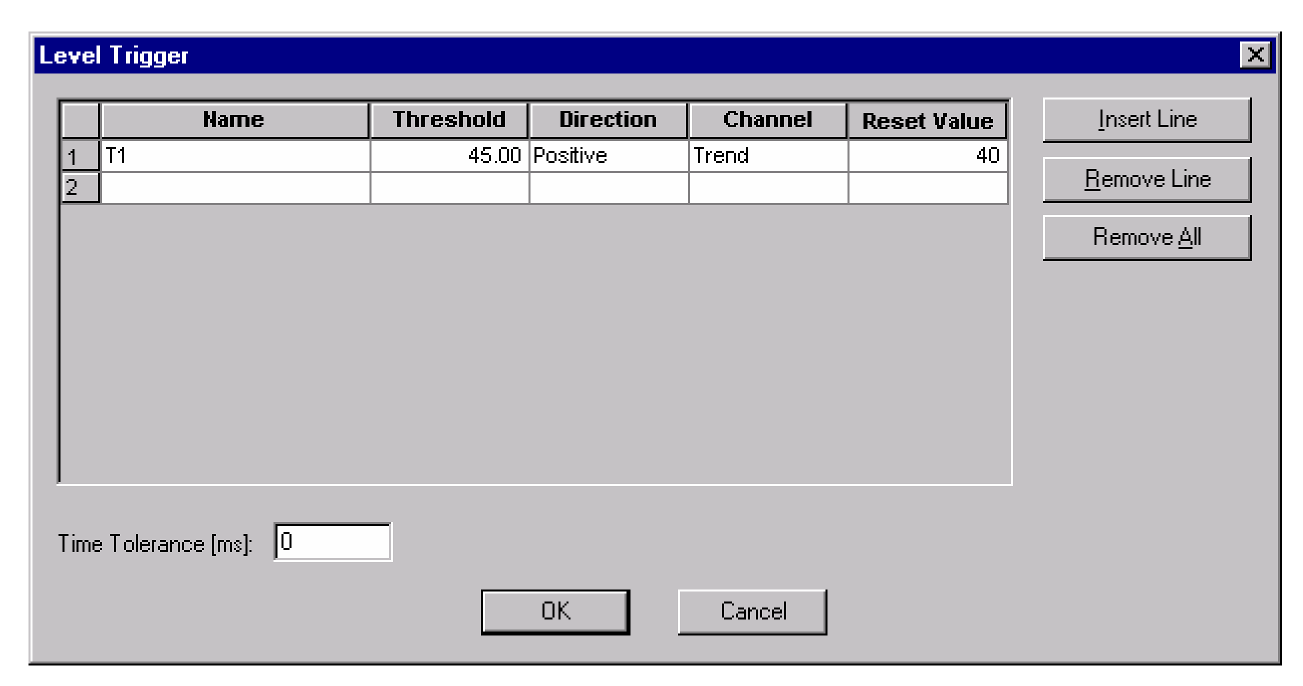


Abbildung 10-27: Level-Trigger-Dialog

Im Dialog haben Sie die folgenden Einstellungsmöglichkeiten:

- "Name"
  Hier vergeben Sie einen Namen für den gesuchten Schwellwert.
- "Threshold" (Schwellwert)
  Der Schwellwert wird in diesem Feld in µV eingegeben.
- "Direction" (Richtung)
  Eine Auswahlbox gibt Ihnen hier die Möglichkeit, die Richtung des Spannungsverlaufs anzugeben, der bei Erreichen des Schwellwertes den Marker setzt. "Positive" bedeutet, dass bei ansteigender Spannung und Erreichen des Schwellwertes der Marker gesetzt wird. "Negative" setzt den Marker bei abfallender Spannung und Erreichen des Schwellwertes.
- "Channel"
  Hier wählen Sie den Kanal, auf dem nach dem Schwellwert gesucht werden soll.

- "Reset Value"
  Der Wert zum Rücksetzen des Triggers in µV. Er ist üblicherweise mit dem Threshold identisch, kann aber für manche Zwecke auch auf einen anderen Wert gesetzt werden. Bei Richtung "Positive" muss dieser Wert unterschritten werden, bevor ein neuer Trigger dieser Art gefunden wird und analoges gilt bei "Negative".

Mit den Button "Insert Line" können Sie Zeilen einfügen, "Remove Line" löscht die aktuelle Zeile und "Remove All" löscht alle Zeilen.

Unter "Time Tolerance" können Sie ein Zeitintervall angeben, innerhalb dessen Trigger gleicher Richtung im gleichen Kanal nicht unterschieden werden. Werden mehrere Schwellwerte innerhalb dieses Intervalls überschritten, so wird nur der maximale Schwellwert erkannt und nur ein Marker gesetzt. Analog verhält es sich beim Unterschreiten mehrerer Schwellwerte innerhalb der Toleranz. Die Größe des Intervalls sollte an die Steilheit der Flanken der Triggerkanäle angepasst werden.

10.1.19. Linear Derivation (lineare Kanalableitung)

Diese Transformation ermöglicht Ihnen die Erzeugung neuer Kanäle aus linearen Kombinationen schon existierender Kanäle. Die neuen Kanäle berechnen sich aus Koeffizienten, die existierenden Kanälen zugeordnet werden, nach der Formel:

Neuer Kanal = Koeff1 * Kanal1 + Koeff2 * Kanal2 + ...

Sie können diese Koeffizienten in einer Matrix eingeben und auch abspeichern / laden.

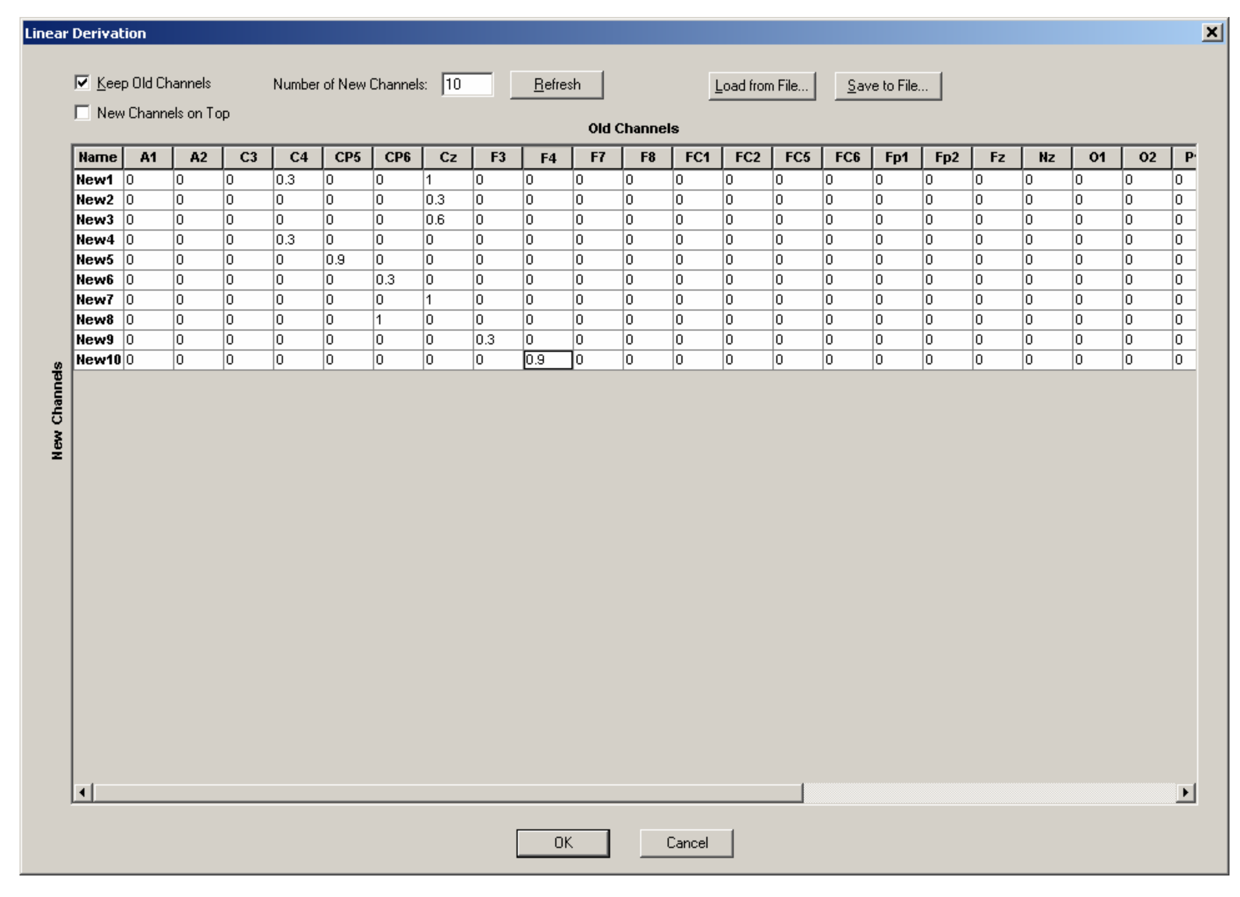


Abbildung 10-28: Linear Derivation Dialog

Die Elemente im Dialog sind im einzelnen:

- "Keep Old Channels" (beibehalten der alten Kanäle)
  Wenn Sie diese Option aktivieren, so werden die alten Kanäle in den neuen Datensatz mit aufgenommen, die neuen Kanäle sind also praktisch Zusatzkanäle. Ansonsten besteht der neue Datensatz nur aus den neuen Kanälen.

- "New Channels on Top"
  Sie bestimmen mit dieser Option, dass die neuen Kanäle in der Kanalreihenfolge am Anfang stehen.

- "Number of New Channels" / "Refresh" (Anzahl der neuen Kanäle, auffrischen)
  Hier geben Sie die Anzahl der gewünschten neuen Kanäle ein. Die Taste "Refresh" aktualisiert dann die Koeffizienten-Matrix.

- "Load from File..."
  Mit diesem Button können Sie optional eine Koeffizienten-Matrix aus einer Textdatei laden.
- "Save to File..."
  Zum speichern einer eingegebenen Koeffizientenmatrix betätigen Sie diesen Button.

Wollen Sie eine selbst generierte Matrix-Textdatei einlesen, so muss diese den folgenden Aufbau haben:

	Kanal1	Kanal2	Kanal3 ...
Neu1	Koeff.	Koeff.	Koeff.
Neu2	Koeff.	Koeff.	Koeff.

Die Dezimalstellen der Koeffizienten sind als Punkt (".") zu setzen.

10.1.20. LRP (Lateralisiertes Bereitschaftspotential)

Mit Hilfe dieses Moduls ist es möglich, das lateralisierte Bereitschaftspotential (engl. Lateralized Readiness Potential, LRP) aus zwei Datensätzen (z.B. Bewegungen mit der linken und Bewegungen mit der rechten Hand) zu berechnen.

Erzeugen Sie dazu zunächst zwei Datenknoten, wobei der eine Knoten nach der ersten Bedingung (z.B. Bewegung mit der linken Hand) und der zweite Knoten nach der zweiten Bedingung (z.B. Bewegung mit der rechten Hand) segmentiert sein sollte. Anschließend sollten Sie auf beide Knoten ein Average anwenden.

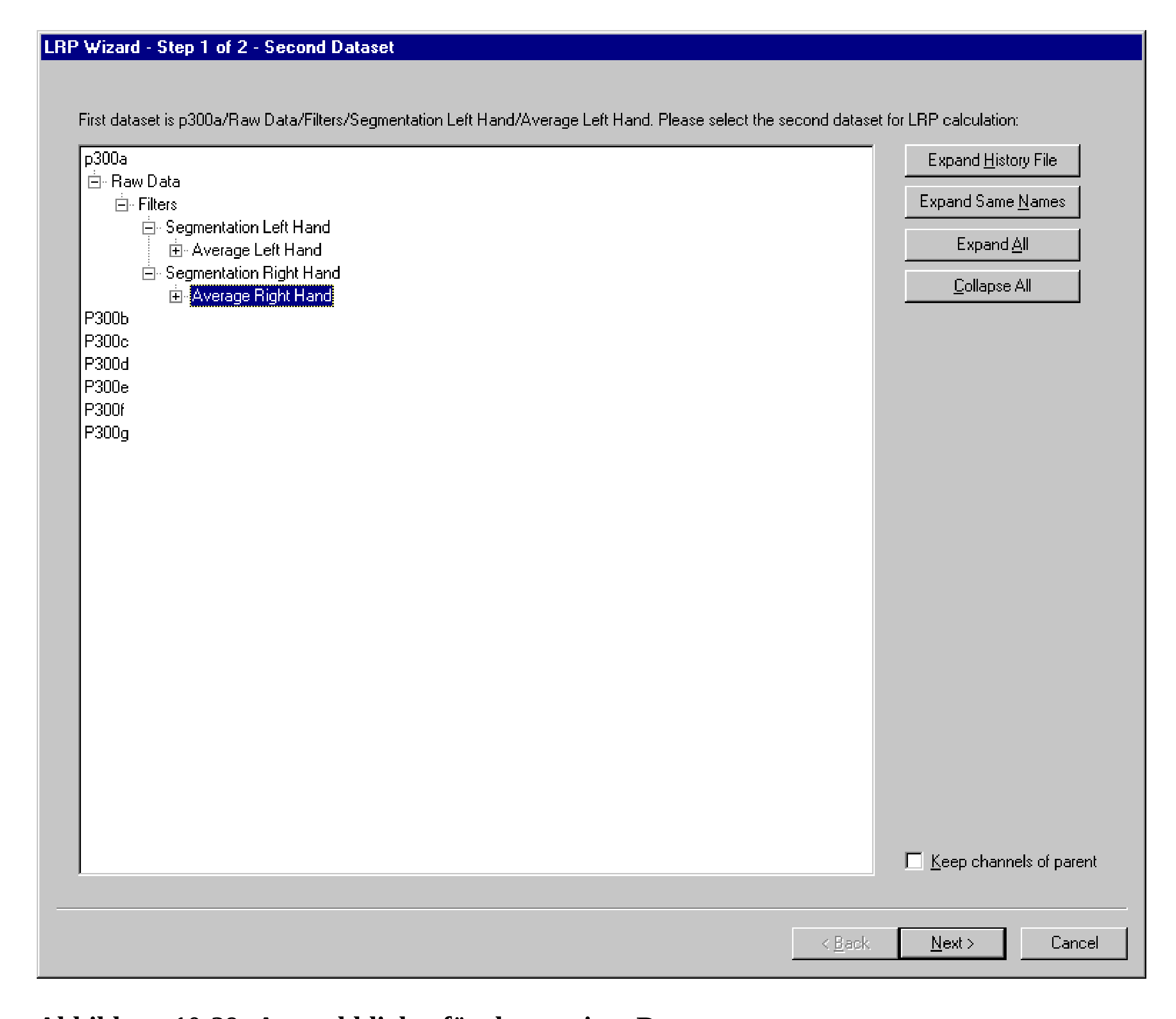


Abbildung 10-29: Auswahldialog für den zweiten Datensatz

Das Modul LRP berechnet dann das lateralisierte Bereitschaftspotential und schreibt das Ergebnis in neue Kanäle, die eine Bezeichnung der Form LRP(., .) besitzen. Für diese Berechnung muss zunächst im Dialog der Pfad des zweiten Datensatzes ausgewählt werden.

Der Auswahlbaum des Dialoges ist analog zum History-Baum des Analyzers aufgebaut. Durch Anklicken eines Knotens wird der entsprechende Pfad ausgewählt. Sie haben für die Suche des Knotens die Möglichkeit, bestimmte Teile des Baums über Knöpfe am rechten

Rand zu expandieren. Außerdem können Sie über die Checkbox "Keep Channels of Parent" entscheiden, ob die Kanäle des Parent-Knotens mit in den neuen Datensatz übernommen werden sollen, oder ob der neue Datensatz nur aus LRP-Daten bestehen soll. Durch Doppelklick auf den ausgewählten Knoten oder durch Drücken des "Next >"-Knopfes kommen Sie zum zweiten Dialog, in welchem die Kanäle für das LRP ausgewählt werden können.

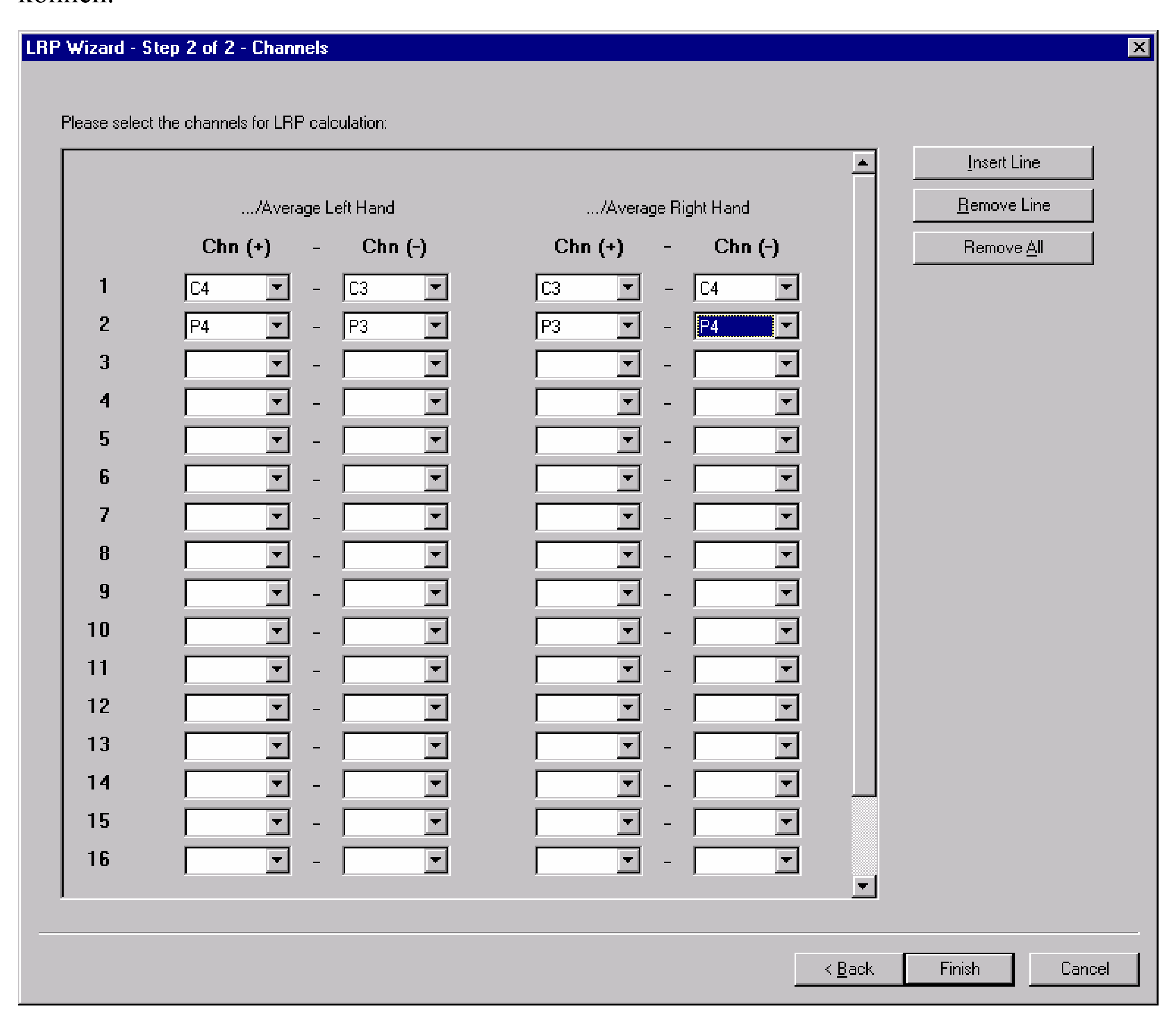


Abbildung 10-30: Auswahldialog für die Kanäle

Bei der Berechnung des LRP wird die Differenz zwischen kontralateralen und ipsilateralen Elektroden im Parent-Knoten und die entsprechend umgekehrte Differenz im zweiten Knoten gebildet und das Mittel aus beiden Differenzen berechnet. Aus diesem Grund sind die beiden linken Spalten der Kanalliste dem ersten Datenknoten (Parent) zugeordnet und die beiden rechten Spalten dem zweiten Datenknoten. Es genügt in der Regel, die beiden linken oder die beiden rechten Spalten auszufüllen, der Dialog sucht nach den entsprechenden Kanälen im anderen Datensatz und füllt die anderen Spalten entsprechend aus, wenn passende Kanäle gefunden wurden und die Eingabefelder noch leer sind. Diese Vorgabe lässt sich natürlich anschließend noch verändern. Wenn keine passenden Kanäle gefunden wurden, müssen alle Spalten ausgefüllt werden.

Sind alle Spalten der gewünschten Zeilen korrekt ausgefüllt, beendet das Drücken des "Finish"-Knopfes die Eingabe der Kanalliste, und das LRP wird berechnet. Der Aufbau der LRP-Kanäle wird zu Ihrer Information auch in die Operation Infos geschrieben.

Zur Verdeutlichung des Eingabevorganges hier ein typisches Anwendungsbeispiel:

Bei einem Experiment übermittelt ein Warnreiz der Versuchsperson Informationen darüber, mit welcher Hand auf einen nachfolgenden imperativen Reiz zu reagieren ist. Warnreiz, imperativer Reiz und die Reaktion (linke Hand, rechte Hand) sind als Marker im Roh-EEG gespeichert. Mit Hilfe des Moduls Segmentation und unter Verwendung der "Advanced Boolean Expressions" werden zwei segmentierte Datensätze (Knoten) erzeugt, wobei der eine Knoten der Reaktion mit der linken Hand und der andere Knoten der Reaktion mit der rechten Hand entspricht. Näheres dazu finden Sie im Abschnitt Segmentation des Manuals. Über beide Knoten wird ein Average durchgeführt und die Averageknoten werden mit aussagekräftigen Namen versehen (z.B. Avg links, Avg rechts). Die LRP-Daten sollen als Unterknoten des Knotens "Avg links" entstehen, das LRP-Modul wird also auf diesen Knoten angewandt und als zweiter Datensatz wird der Knoten "Avg rechts" ausgewählt. Berechnet werden soll das LRP beispielsweise für die Kanäle C3 und C4, d.h. für "Avg links" wird C4 - C3 und für "Avg rechts" wird C3 - C4 berechnet und diese Differenzen anschließend gemittelt. Somit wird in der ersten Spalte C4 und in der zweiten Spalte C3 eingetragen. In der dritten und vierten Spalte erscheinen entsprechend die Kanalnamen C3 und C4. Nach der Berechnung erscheint ein Kanal mit der Bezeichnung LRP(C4, C3) der sich aus der Formel (C4(li) – C3(li) + C3(re) – C4(re)) / 2 ergibt.

Weitere Erläuterungen zum lateralisierten Bereitschaftspotential finden sich in

Sommer, W., Ulrich, R., Leuthold, H. (1996) Das Lateralisierte Bereitschaftspotential als psychophysiologischer Zugang bei der Untersuchung kognitiver Prozesse. *Psychologische Rundschau,* 47, 1-14

10.1.21. MRT-Artefaktkorrektur (MRI Artifact Correction)

Dieses Modul dient zur Korrektur verschiedener Artefakte, die bei Aufzeichnung von EEG Signalen innerhalb eines Magnetresonanz-Tomographen auftreten. Zum einen sind dies Artefakte, die durch Magnetfeldänderungen im Scanner entstehen (scanner artifacts). Außerdem entstehen durch den Herzschlag und das dadurch erzeugte Pulsieren des Blutes im Körper und die damit verbundenen Mikrobewegungen des Kopfes Pulsartefakte in den EEG-Kanälen (cardioballistic pulse artifacts). Das Modul ermöglicht die Erkennung und Korrektur beider Arten von Artefakten.

Methoden

Die verwendeten Verfahren sind an Techniken angelehnt, die in den Artikeln [All98] und [All00] beschrieben werden.

Die Grundidee der Korrektur von Scanner-Artefakten besteht in der Mittelung der Intervalle, in welchen die Gradientenänderung des Scanners stattfand. Die gemittelte Scanner-Artefakt-Kurve wird anschließend in den betroffenen Intervallen von der ursprünglichen Kurve subtrahiert. In der Regel werden die Scanner-Artefakte auf diese Weise nicht vollständig beseitigt. Aus diesem Grund sollten und können die Daten in den korrigierten Bereichen durch verschiedene, im Modul eingebaute Filter nachbehandelt werden.

Zur Definition der von Scanner-Artefakten betroffenen Intervalle können Marker benutzt werden. Diese können vom Scanner direkt oder von einem entsprechenden Makro geschrieben werden, auch ein Setzen der Marker von Hand ist denkbar, wird jedoch nicht empfohlen, da die Qualität der mittleren Artefaktkurve, die später von den Einzelstrecken abgezogen werden soll, direkt von der Genauigkeit abhängt, mit der die Marker im Zeitverlauf des Signals gesetzt werden. Ergänzend besteht auch die Möglichkeit, einen Referenzpunkt (in der Regel den Start) eines gescannten Intervalls durch im Modul implementierte Verfahren zu markieren.

Hierfür stehen zwei Methoden zur Verfügung: Das Power- und das Gradientenverfahren.

Beim Power-Verfahren wird für jeden Datenpunkt die mittlere Power über eine Auswahl von Kanälen berechnet. Übersteigt dieser Wert eine gesetzte Schwelle, so wird ein "Scan Start"-Marker gesetzt. Das gescannte Intervall wird dann entsprechend des eingestellten Intervallbereichs relativ zu diesem Marker gesetzt.

Beim Gradientenverfahren wird ähnlich vorgegangen, es wird jedoch die mittlere Steigung der Kurven zwischen zwei Datenpunkten in den ausgewählten Kanälen berechnet. Übersteigt diese den gesetzten Schwellwert, so wird ein "Scan Start"-Marker gesetzt.

Zu beiden Verfahren kann jedoch angemerkt werden, dass die Genauigkeit der Entdeckung des Artefaktbeginns in der Regel nicht von der Berechnung der Maße über mehrere Kanäle profitiert, weshalb hier dazu geraten werden soll, die Erkennung statt dessen über einen einzigen Kanal vorzunehmen. Dieser Kanal sollte allerdings stark vom Artefaktgeschehen betroffen sein, um eine möglichst genaue Detektierung des Artefaktbeginns zu gewährleisten.

Das Modul bietet zusätzlich die Möglichkeit der Template Drift Detection um die zeitliche Verschiebung (Template Drift) zwischen der gemittelten Artefaktkurve und dem Scanner-Artefakt jedes Intervalls zu erkennen. Diese Verschiebung entsteht, wenn die Time of Repetition des Scanners kein ganzzahliges Vielfaches der Abtastrate ist. Effektiv erscheinen dann die Artefakte der einzelnen Intervalle auch bei optimaler Platzierung der Scan Start Marker um den Bruchteil eines Sampling Intervalls gegeneinander verschoben.

Weil das Artefakt sehr hohe Frequenzen enthält kann durch die Verschiebung um den Bruchteil eines Sampling Intervalls eine deutliche Störung des gemittelten Artefakt-Template entstehen. Im Verlauf der Zeit wird so die Qualität des Templates zerstört.

Die Template Drift Detection misst die Verschiebung jedes Intervalls und stellt diese dem Korrekturverfahren Template Drift Compensation zur Verfügung. Zusätzlich wird die gemessene Verschiebung von der Template Drift Detection verwendet, um die Scan Start Marker so zu justieren, dass die Drift weniger als ein Sampling Intervall beträgt.

Folgen die Scanner-Artefakte ohne Unterbrechung durch artefaktlose Strecken aufeinander, so kann der genaue Beginn des nächsten Intervalls nur schwer gefunden werden. In dieser Situation kann die Template Drift Detection die Platzierung der Scan Start Marker oft deutlich verbessern.

Die Genauigkeit der Template Drift Detection nimmt mit der Anzahl der bei der Erkennung verwendeten Kanäle zu. Deswegen können sich die Resultate verbessern, wenn bei Verwendung der Template Drift Detection mehr Kanäle angewählt werden als bei der reinen Scan Start Erkennung.

Wird das Intervall über Marker bestimmt, so wird das gescannte Intervall entsprechend des eingestellten Intervallbereichs relativ zu diesem Marker gesetzt.
Über negative Werte beim Startpunkt kann beim Setzen des Intervallbereichs der Intervallbeginn auch vor den markierten Referenzpunkt gelegt werden. D.h. der Referenzpunkt muss nicht mit dem Intervallstart übereinstimmen, er muss jedoch in einen konstanten Abstand zu den Intervallgrenzen liegen.

Die Mittelwertbildung geschieht unter Verwendung verschiedener Parameter:

Es kann angegeben werden, ob vor der Mittelwertbildung eine Baseline-Korrektur stattfinden soll und welcher Zeitraum des Intervalls (relativ zum Marker, also zum Referenzpunkt) hierzu verwendet werden soll. Es wird der Mittelwert der Datenwerte dieses Bereiches gebildet und dieser Wert zur Baseline-Korrektur von jedem Datenpunkt des Intervalls subtrahiert. Eine Baseline-Korrektur sollte durchgeführt werden, wenn der Grundlevel in den einzelnen gescannten Intervallen stark variiert oder wenn das EEG einen hohen Gesamtgrundlevel besitzt. Bei stark schwankendem Grundlevel wird durch die Baseline-Korrektur eine Verbesserung der Berechnung des Scannerartefaktes erreicht. Bei einem hohen Gesamtgrundlevel verhindert die Baseline-Korrektur Sprünge im korrigierten EEG, da der Grundlevel ansonsten in die Berechnung des Scannerartefaktes mit einfließt und bei der Korrektur zusätzlich subtrahiert wird.

Unter Umständen sollen zur Berechnung der Artefaktkurve nicht alle gescannten Intervalle verwendet werden. Möglicherweise sind die Daten in manchen Intervallen durch Sättigung des Verstärkers oder andere Artefakte hierzu nicht brauchbar und würden die Mittelwertbildung verfälschen. Aus diesem Grund werden Intervalle, die einen Marker vom Typ "Bad Interval" beinhalten, von der Berechnung prinzipiell ausgeschlossen. Dies ist auch kanalweise möglich, falls die Marker entsprechend kanalspezifische Informationen besitzen. Ebenso kann eine Sättigung in einzelnen Kanälen der Intervalle entdeckt und von der Berechnung ausgeschlossen werden. Korrigiert werden diese Intervalle anschließend jedoch in gleicher Weise. Intervalle mit Sättigung werden durch das Modul mit "Bad Interval"-Markern markiert. Zur Überprüfung der Güte der Mittelwertbildung werden die Standardabweichungen der einzelnen Kanäle in den Operation Infos ausgegeben.

Es stehen mehrere Verfahren zur Auswahl, nach denen die Intervalle zur Berechnung der gemittelten Artefaktkurve ausgewählt werden. Es können alle Intervalle oder nur diejenigen mit einer Mindestkorrelation mit der bisherigen gemittelten Artefaktkurve verwendet werden. Alternativ kann auch ein gleitendes Mittel der Intervalle berechnet werden. Wurden die Intervalle mit Template Drift Detection bestimmt, so können mit dem Verfahren zur Template Drift Compensation die Intervalle je nach Drift auf mehrere gemittelte Artefaktkurven verteilt werden.

Nach der Artefaktkorrektur durch Subtraktion der gemittelten Artefaktkurve ist möglicherweise keine hohe Abtastrate mehr erforderlich. Aus diesem Grund kann an dieser Stelle ein Downsampling (Reduktion der Abtastrate) des korrigierten Datensatzes erfolgen. Das Downsampling geschieht durch gewichtete Mittelung der Datenpunkte unter Verwendung eines Hanning-Fensters. Ein Downsampling ist empfehlenswert, wenn zusätzlich zur Artefaktkorrektur die eingebauten Filtermechanismen verwendet werden sollen. Die Performance ist auf einem Datensatz mit niedrigerer Abtastrate deutlich höher.

Nach Subtraktion der Artefaktkurve bleiben möglicherweise noch Reststörungen im gescannten Intervall bestehen. Aus diesem Grund können zur Nachbearbeitung noch Tiefpass- und Bandsperrfilter hinzugeschaltet werden, die sich nur auf den Bereich der gescannten Intervalle erstrecken und nach der Korrektur durch die gemittelte Artefaktkurve angewendet werden. Es handelt sich hierbei um FIR-Filter. Der Tiefpassfilter wird durch ein Hanning-Fenster im Bereich von 0 bis zur Filterfrequenz definiert. Oberhalb der Filterfrequenz besitzt die Filterfunktion den konstanten Wert 0. Bei den Bandsperren sind die Eingabe mehrerer Frequenzen sowie die Angabe einer Frequenzbreite möglich. Auf diese Weise können mehrere Frequenzbänder gleichzeitig herausgefiltert werden.

Die Korrektur von Blutpulsartefakten verwendet verwendet die zeitliche Redundanz des Pulsartefaktes. Dabei ist zunächst eine zuverlässige Erkennung der EKG-Episoden notwendig, damit zeitlich hochgenau der Beginn der mit dem Herzschlag zusammenhängenden Artefakte bestimmt werden kann. Insofern ist es nicht unbedingt nötig, hierzu die R-Zackenposition zu bestimmen, da es nicht um eine bestimmte Komponente im EKG-Geschehen geht, sondern um die zeitliche Stabilität der Erkennung irgendeiner Komponente des EKG. Dies kann wiederum durch Marker geschehen, die per Makro oder von Hand generiert werden.

Zusätzlich sind zwei Verfahren zur automatischen Erkennung solcher zeitlich stabiler Punkte im EKG in das Modul implementiert.

Die direkte R-Peak-Erkennung ist im Wesentlichen dem in [AP98] beschriebenen Verfahren nachempfunden, während die Kohärenzmethode den zeitlichen Verlauf der EKG Kurve mit einer Template-Kurve auf ihre Übereinstimmung in Form und Amplitude hin vergleicht und in den Bereichen, in denen die Kohärenz einen bestimmten Schwellwert überschreitet, nach Peaks sucht.

Zur Mittelung der Blutpulsartefakte in den EEG-Kanälen werden die gefundenen Triggerzeitpunkte über eine wählbare Zeitverzögerung vom EKG-Kanal auf die EEG-Kanäle übertragen. Die Korrektur erfolgt jeweils über ein Intervall um den Triggerpunkt mit Länge des durchschnittlichen R-R-Abstandes. Zur Bildung der mittleren Blutpulskurve werden entsprechende Intervalle des vorangegangenen Bereichs des EEGs verwendet. Lineare Trends werden vor der Mittelwertbildung herausgerechnet. Außerdem werden Bereiche, die als "Bad Interval" markiert sind, von der Berechnung ausgenommen. Zur Korrektur wird die berechnete mittlere Blutpulskurve vom EEG subtrahiert. Dieses Verfahren wird für jede EKG Episode und für jeden Kanal getrennt durchgeführt.

Parametereinstellungen

Im Dialog werden Sie durch die einzelnen Parameter geführt. Im ersten Schritt legen sie die auszuführenden Methoden fest. Sie haben hier folgende Eingabemöglichkeiten:

- "Detect and Correct Scanner Artifacts"
  Mit dieser Option wird die Berechnung und Korrektur von Scanner-Artefakten generell aus und eingeschaltet.
- "Detect and Correct Pulse Artifacts"
  Mit dieser Option wird die Berechnung und Korrektur von Blutpulsartefakten generell aus und eingeschaltet.
- "Store Corrected Data in History Node"
- Mit dieser Option können Sie anfordern, daß die aus der Korrektur resultierenden Daten im History-Knoten gespeichert werden. Hierdurch lassen sich nachfolgende Analyseschritte bedeutend beschleunigen. Zusätzlich können Sie hier noch bestimmen, ob die Daten vor der Speicherung komprimiert werden sollen und den Kompressionsgrad als Spannungsauflösung angeben.

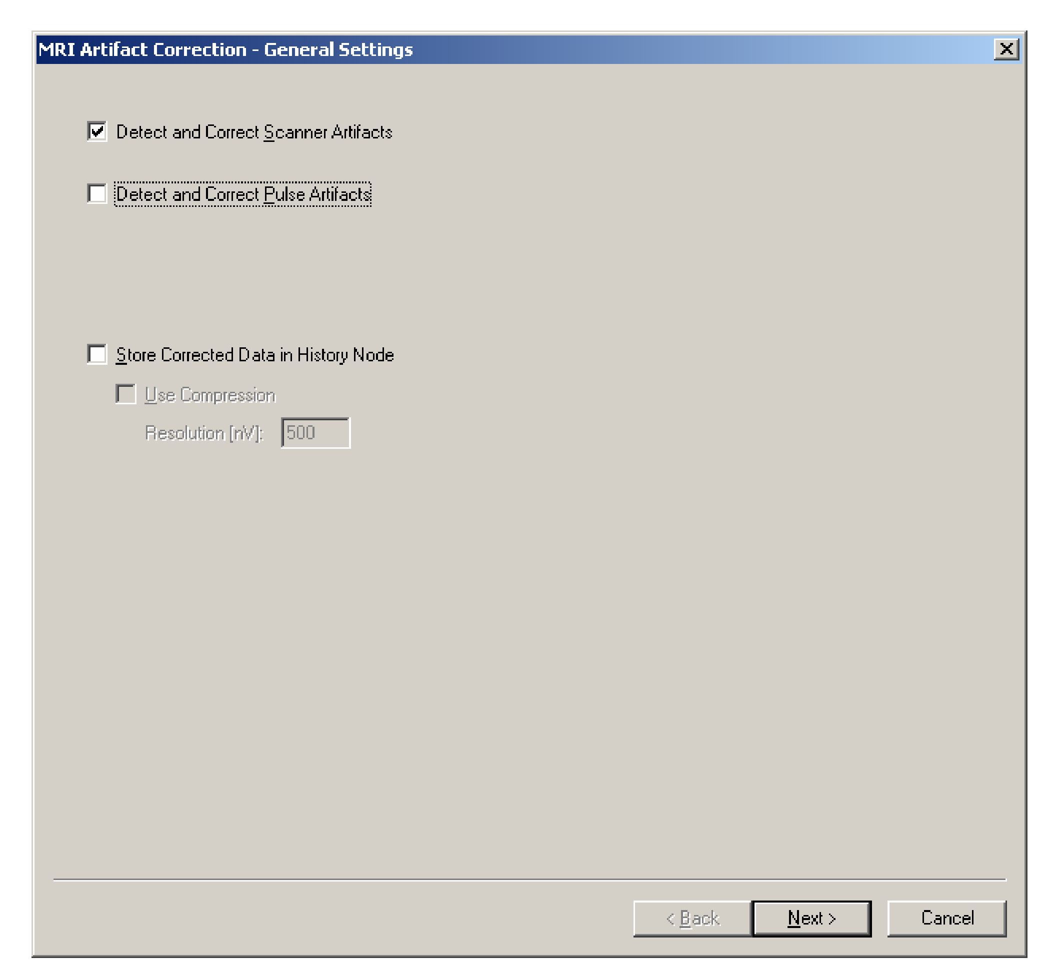


Abbildung 10-31: Schritt 1 des MR-Artefaktkorrektur-Assistenten

Haben Sie sich für die Korrektur von Scanner-Artefakten entschieden, so erhalten Sie im zweiten Schritt ein Dialogfeld zur Eingabe von Parametern zur Erkennung von gescannten Intervallen. Falls Ihr Datensatz schon Marker zur Kennzeichnung von Referenzpunkten enthält, können Sie diese hier auswählen. Ansonsten stehen Ihnen zwei Verfahren zur Ermittlung von gescannten Intervallen zur Verfügung.

- "Use Marker"
  Diese Option sollte gewählt werden, wenn die gescannten Intervalle durch vorhandene Marker vorgegeben werden. Über die Auswahl kann der entsprechende Marker eingestellt werden.
- "Use Detection Criterion for Interleaved Scans"
  Diese Option dient zur Ermittlung der gescannten Intervalle über das oben beschriebene Power- oder Gradientenkriterium wenn die Intervalle durch EEG-Strecken ohne.Scanner-Artefakte getrennt sind.
- „Use Detection Criterion for Continous Scans“
  Diese Option dient zur Ermittlung der gescannten Intervalle über das oben beschriebene Power- oder Gradientenkriterium wenn die Intervalle unmittelbar aufeinander folgen. Die Intervalle werden anhand der Time of Repetition gegeneinander abgegrenzt. Es ist sehr empfehlenswert, diese Einstellung nur zusammen mit der Option zur Template Drift Detection zu verwenden. Diese kann die Scan Start-Positionen korrigieren und eventuelle Ungenauigkeiten der Time of Repetition ausgleichen.

- "Write Only Markers"
  Es wird keine Korrektur durchgeführt sondern es werden lediglich Marker geschrieben.
- „Use Template Drift Detection“
  Bei der Erkennung von gescannten Intervallen werden Verschiebungen gegenüber den vorherigen Intervallen ermittelt. Die Information über Verschiebungen um Bruchteile eines Sampling Intervalls steht bei der späteren Korrektur dem Verfahren Template Drift Compensation zur Verfügung. Außerdem wird der Beginn des Intervalls der Drift entsprechend justiert. Dies ist besonders bei kontinuierlichen Artefakten nützlich.
- "Disabled / Enabled Channels"
  Hier können Kanäle ausgewählt werden, auf die das gewünschte Kriterium angewandt werden soll. Entsprechend dem weiter oben zur Kanalwahl Gesagten ist in der untenstehenden Abbildung ausschließlich Kanal Fp1 angewählt worden.
- "Calculate Average Power at each Data Point"
  Referenzpunkte werden durch Überschreitung eines Schwellwertes bei der mittleren Power gesucht.
- "Calculate Average Gradient between Data Points"
  Referenzpunkte werden durch Überschreitung eines Schwellwertes beim mittleren Gradienten gesucht.

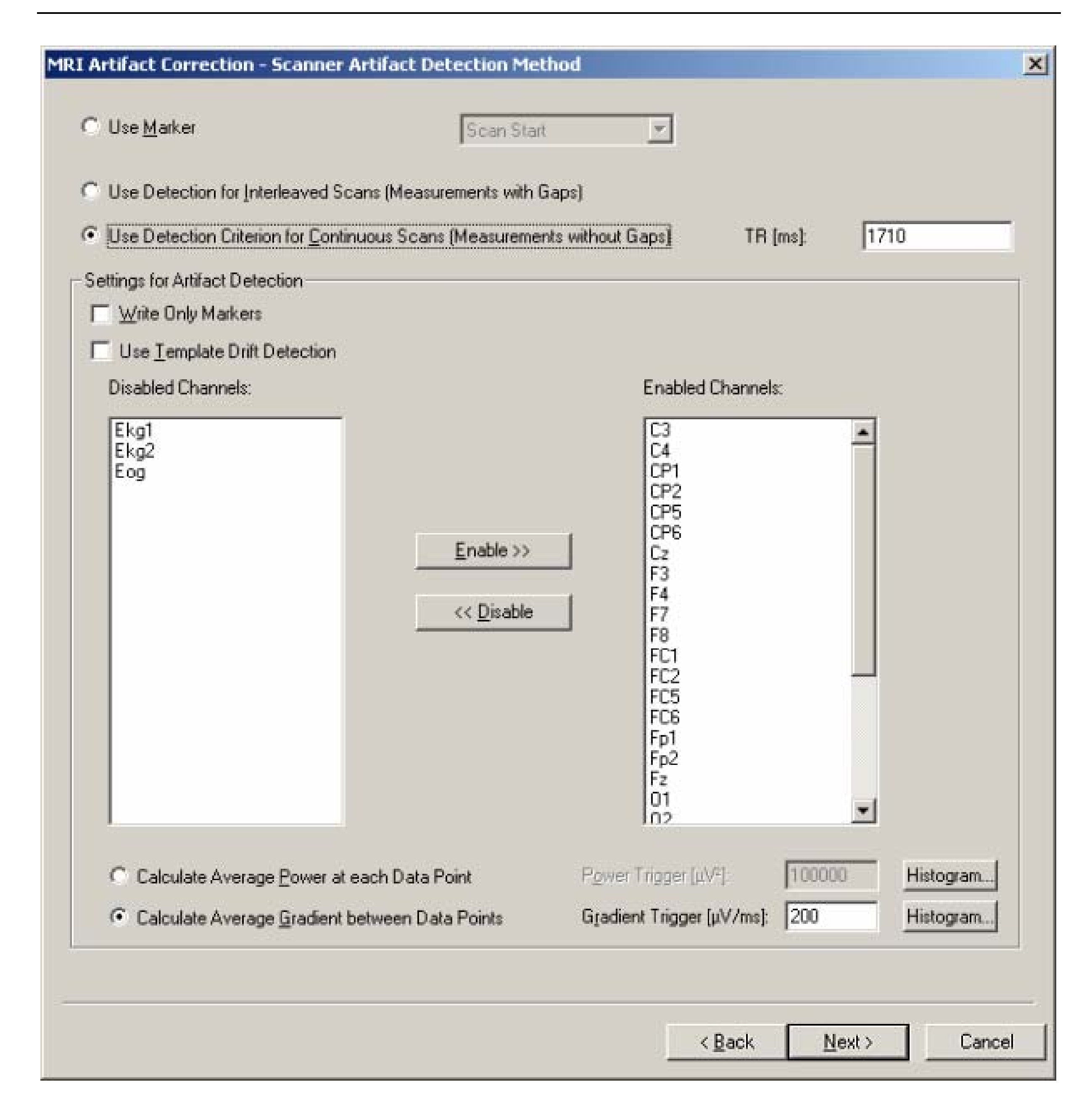


Abbildung 10-32: Ermittlung von gescannten Intervallen

Im nächsten Schritt der Scannerartefaktkorrektur werden Sie nach Position und Länge der gescannten Intervalle relativ zum Referenzmarker gefragt. Die Eingaben können zeit- oder datenpunktbasiert erfolgen. Die Eingaben werden sowohl bei der Referenzmarkersuche als auch bei der Artefaktkorrektur verwendet.

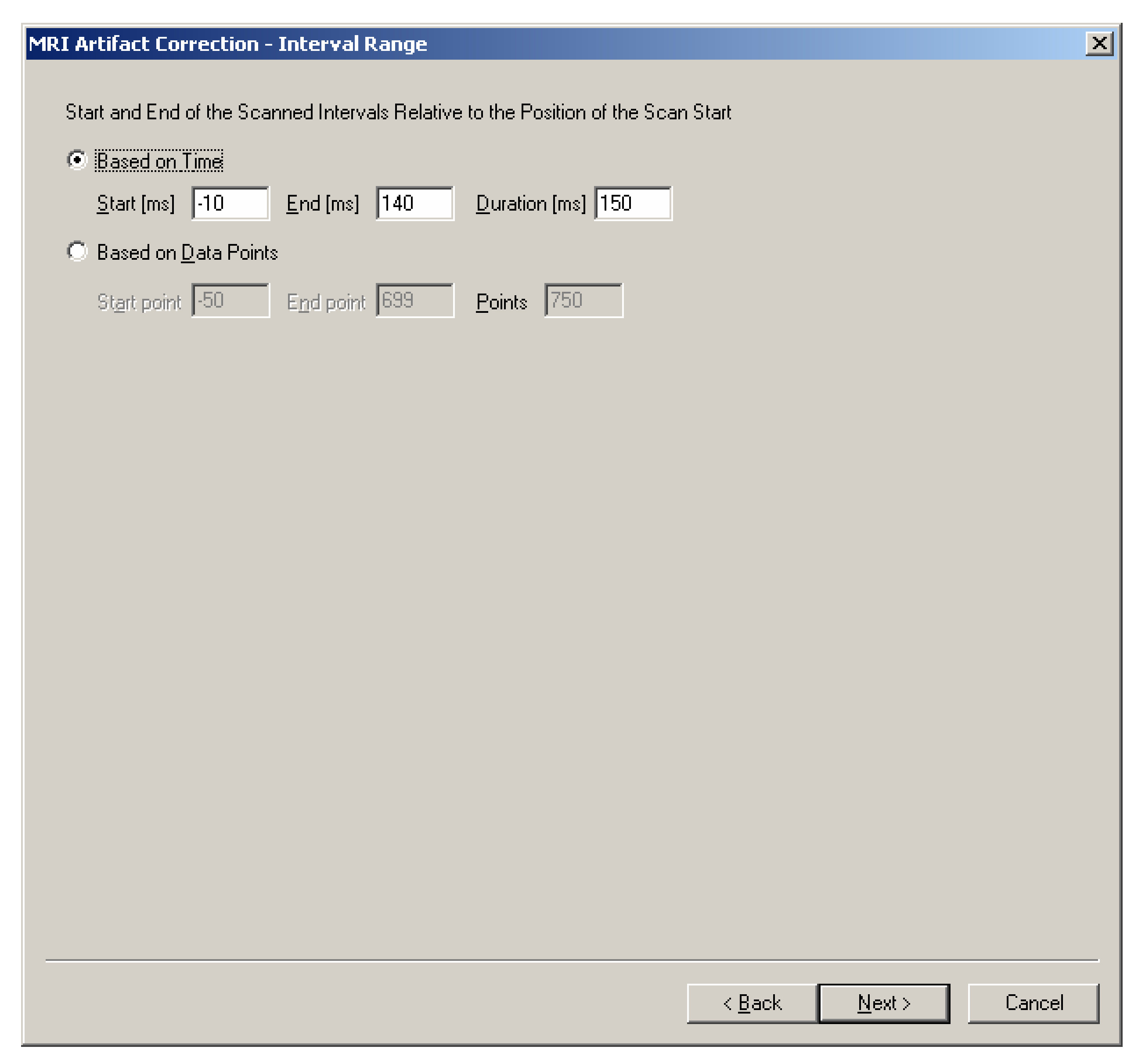


Abbildung 10-33: Intervall-Bereichseinstellung

Wenn Sie bei der Scannerartefaktkorrektur die Option "Write Only Markers" ausgeschaltet haben, so erreichen Sie die nachfolgenden Dialoge:

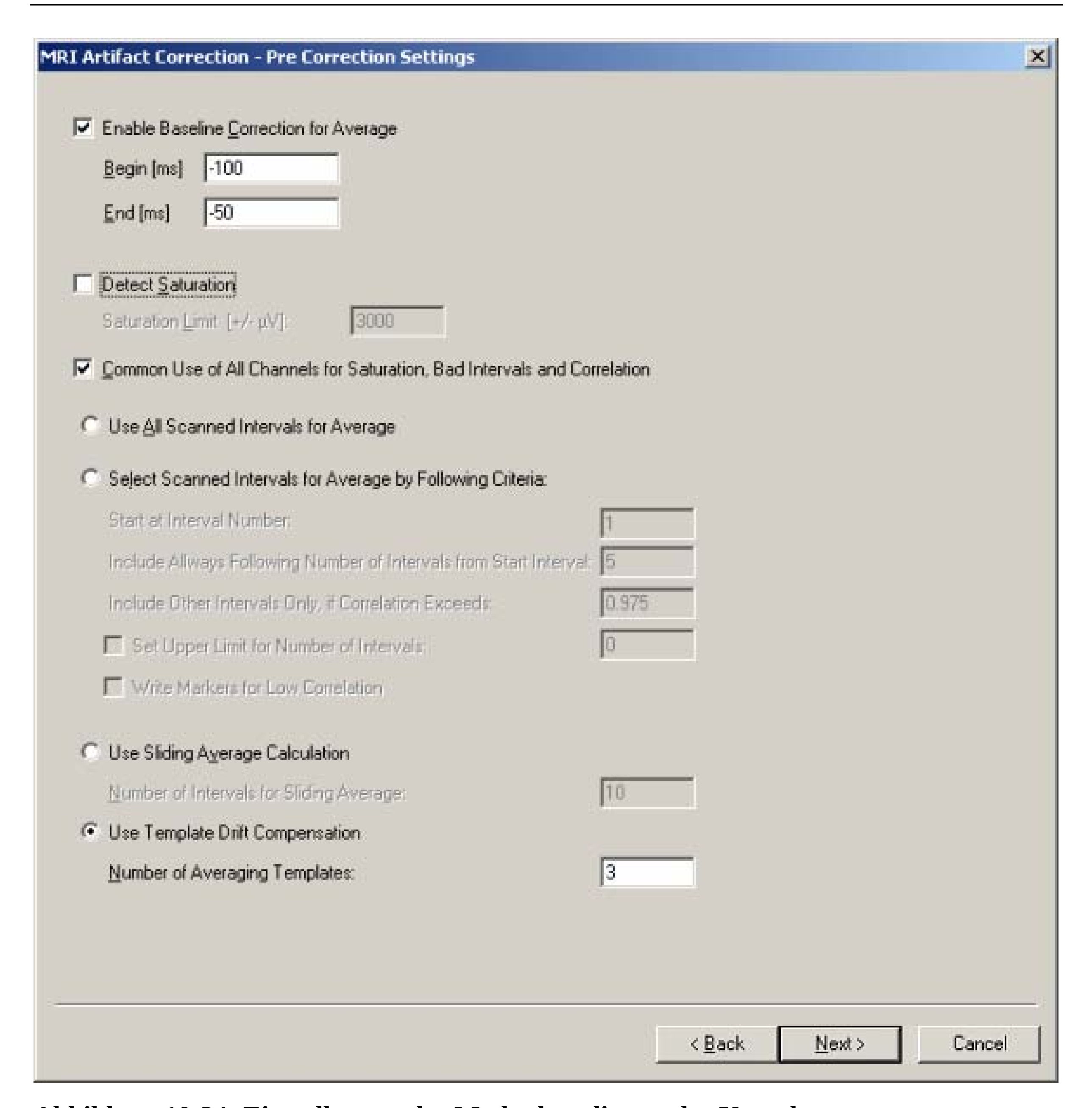


Abbildung 10-34: Einstellungen der Methoden, die vor der Korrektur durchzuführen sind

Hier haben Sie die folgenden Eingabemöglichkeiten:

- "Enable Baseline Correction for Average"
  Wenn der Grundlevel in den einzelnen gescannten Intervallen stark variiert oder das EEG einen hohen Grundlevel besitzt, sollte eine Baseline-Korrektur durchgeführt werden. Diese erfolgt durch Mittelung der Daten im angegebenen Zeitbereich. Da die Punkte des Intervalls, die vom Scan betroffen sind, in den seltensten Fällen eine sinnvolle Baseline-Berechnung ermöglichen, sollte im Intervallbereichs-Dialog ein entsprechender Offset eingestellt werden und zur Baseline-Berechnung sollten nur Punkte verwendet werden, die vor den Datenpunkten liegen, die vom Scan betroffen sind.
- "Detect Saturation"
  Hier haben Sie die Möglichkeit, die Sättigungsgrenze Ihres EEG-Verstärkers anzugeben. Werte, die diese Grenze erreichen, werden als "Bad Interval" markiert und nicht in die Berechnung der Artefaktkurve miteinbezogen.

- "Common Use of all Channels for Saturation, Bad Intervals and Correlation"
  Mit dieser Option können Sie festlegen, daß die für einen beliebigen Kanal gefundenen Zeiten mit Sättigung, als "Bad Interval" markierten Strecken und Strecken mit geringer Korrelation mit dem Template für alle anderen Kanäle in gleicher Weise gelten sollen.

- Für die Berechnung des Artefakt-Templates gibt es drei unterschiedliche Optionen, die sich entsprechend gegenseitig ausschließen:
- "Use all Scanned Intervals for Average"
  Bei diesem Verfahren werden alle der über Marker definierten Artefaktstrecken in den Mittelwert aufgenommen, unabhängig davon, ob jede einzelne Strecke das typische Artefaktgeschehen auch tatsächlich widerspiegelt.

- "Select Scanned Intervals for Average by Following Criteria"
  Bei diesem Verfahren wird die Qualität des resultierenden Artefakt-Templates deutlich höher bewertet als bei der vorhergehenden, da die Aufnahme von individuellen Strecken in das Template von dessen Übereinstimmung mit dem mittleren Template abhängig gemacht wird. So können Sie zum Beispiel mit der Option "Start at Interval Number" festlegen, ob eine bestimmte Anzahl von Episoden am Beginn der Messung von der Mittelung ausgeschlossen werden sollen. Dies kann zum Beispiel Sinn machen, wenn Ihr MR-System am Anfang einer Messung sogenannte "Dummy-Volumes" einfügt, um das System zu stabilisieren. Diese "Dummies" haben oftmals eine leicht oder sogar deutlich andere zeitliche Struktur als die nachfolgenden MR-Volumen-Messungen, so dass eine Aufnahme dieser "Dummies" in das mittlere Artefakt zu einer Verschlechterung der Repräsentativität dieses Templates führen würde. Um aber erst einmal zu einem relativ stabilen Template zu gelangen, gegen das die weiteren Episoden auf Übereinstimmung getestet werden können, können Sie mit der Option "Include always Following number of Intervals from Start Interval" eine Anzahl von Volumen festlegen, die auf jeden Fall in das Template aufgenommen werden. Im obigen Beispiel wird also ein Volumen am Anfang ignoriert und die fünf darauf folgenden auf jeden Fall aufgenommen. Für alle weiteren MR-Episoden gilt dann, dass Sie mindestens zu 0.975 mit dem so gebildeten Template korrelieren müssen, um in das Template aufgenommen zu werden.

  Mit den beiden letzten Optionen dieses Verfahrens können Sie noch festlegen, ob die Anzahl der in das Template aufzunehmenden MR-Episoden nach oben begrenzt werden soll (Option "Set Upper Limit for Number of Intervals") und ob diejenigen Episoden, die das oben gesetzte Korrelationskritierium verfehlen mit einem "Low Correlation" Marker gekennzeichnet werden sollen, um somit die nachfolgende Problemanalyse zu erleichtern.

- "Use Sliding Average Calculation"
  Dieses dritte Verfahren legt nicht so strenge Kriterien an die Güte der MR-Artefaktepisoden wie das zuletzt beschriebene, es widmet sich jedoch einem anderen Problem der kombinierten EEG- und MRI-Messung. Verändert der Proband nämlich die Position oder Lage seines Kopfes im Scanner auch nur leicht, so ändern sich die resultierenden EEG-Artefakte teilweise beträchtlich, was ein über alle Strecken berechnetes Template genauso kompromittieren würde, wie auch die Korrelation derart gegenüber dem ursprünglichen Template geänderter MR-Episoden dazu führen würde, dass diese aufgrund geringer Korrelation nicht in das Subtraktions-Template aufgenommen würden. Die Berechnung des Templates über ein gleitendes Mittel über

eine bestimmte Anzahl von MR-Episoden ist hier eine gute Lösung, denn es wird einerseits einer möglichen, gewissen Fluktuation im Artefaktgeschehen Rechnung getragen und andererseits über die Mittelung aber auch ein recht stabiles Subtraktions-Template erzeugt.

- "Use Template Drift Compensation"

  Dieses Verfahren verwendet mehrere Artefakt-Templates, um Störungen durch die Verschiebung der gescannten Intervalle gegeneinander um Bruchteile eines Sampling Intervalls (Template Drift) zu reduzieren. Grundgedanke ist, zur Mittelung jeweils nur Intervalle heranzuziehen, die ähnliche Template Drift haben. Voraussetzung für das Verfahren ist, dass die Option Template Drift Detection bei der Erkennung der gescannten Intervalle verwendet wurde, um die Template Drift zu messen.

  Jedem gescannten Intervall ist die Verschiebung gegenüber der Idealposition als Bruchteil eines Sampling Intervalls zwischen -0,5 und 0,5 zugeordnet. Jedem der von der Template Drift Compensation verwalteten Artefakt Templates ist ein Bereich dieser Verschiebungen zugewiesen. Jedes Template berücksichtigt bei der Mittelung nur diejenigen Intervalle, die in ihren Bereich fallen.

  Die Anzahl der verwendeten Templates ist wählbar. Werden mehr Templates verwendet, so treten weniger Störungen durch Template Drift auf. Allerdings sind dann in jedem Template weniger Intervalle berücksichtigt und die Signifikanz des Template sinkt. Ein Wert von 3 ist eine sinnvolle Vorgabe.

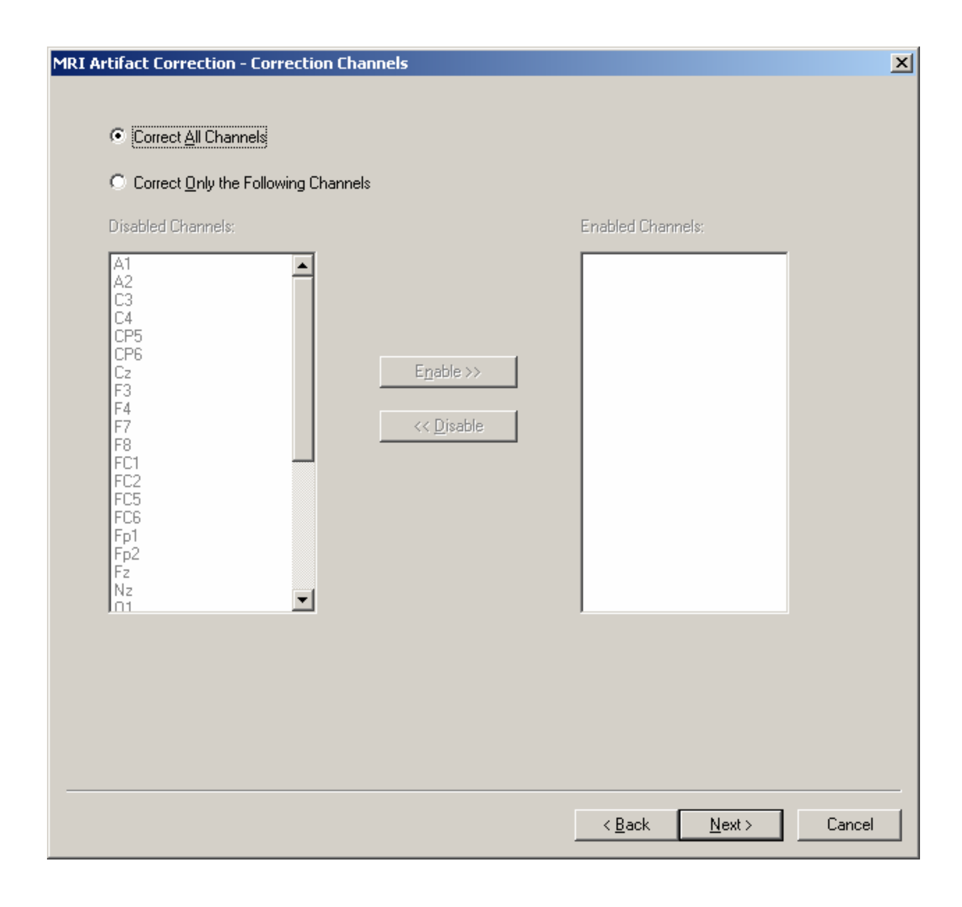


Abbildung 10-35: Auswahl der Kanäle, die korrigiert werden sollen

Im nachfolgenden Dialog "Correction Channels" können Sie die Kanäle auswählen, für die die Korrektur durchgeführt werden soll. Sie können entweder alle Kanäle anwählen (Option "Correct All Channels"), oder aber durch Markieren der Option "Correct Only the Following Channels" aus den verfügbaren Kanälen Ihre gewünschten Korrekturkanäle auswählen.

Der nächste Dialog "Post Correction Settings" gibt Ihnen die folgenden Eingabemöglichkeiten:

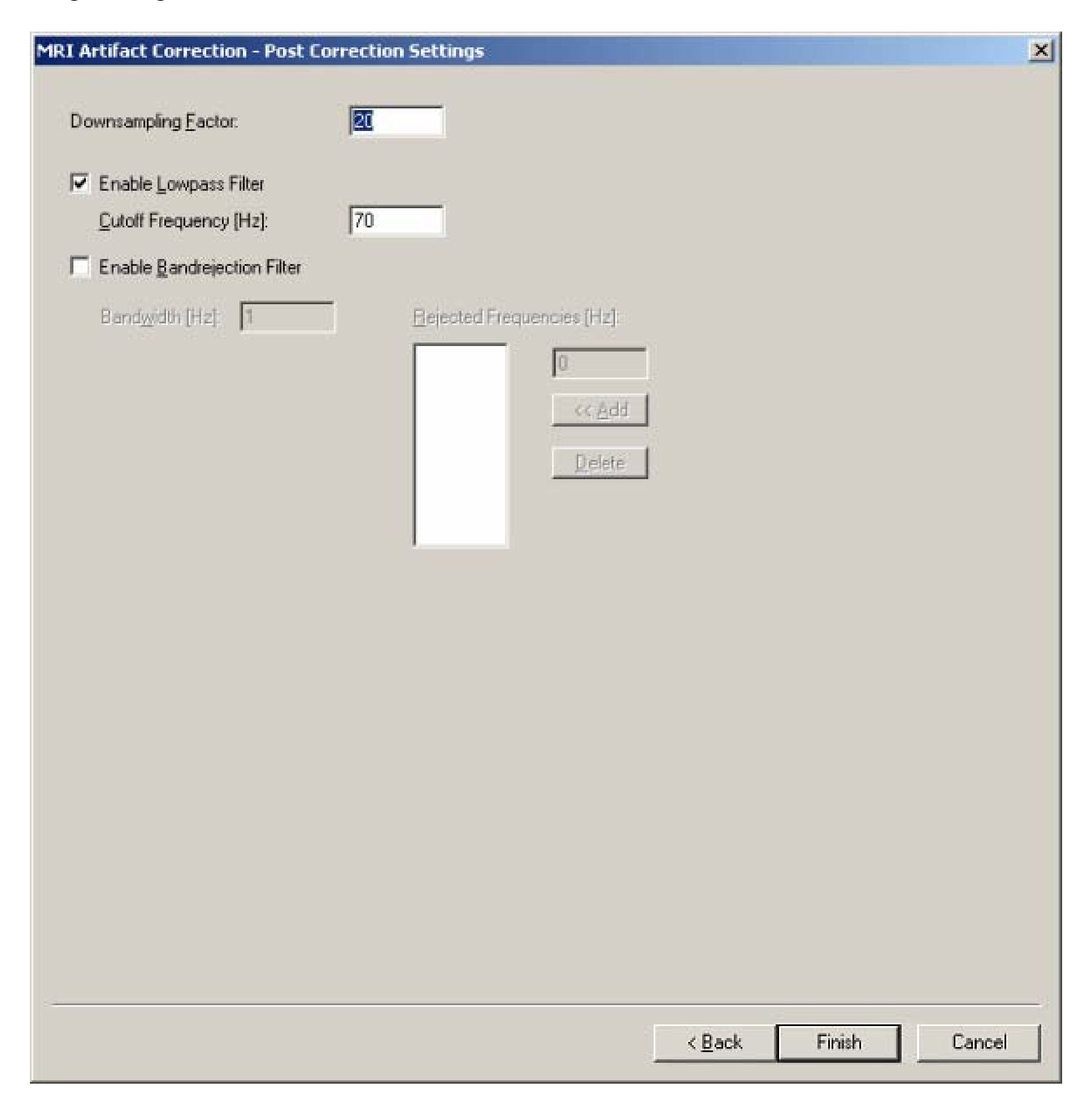


Abbildung 10-36: Einstellungen für Methoden, die nach der Korrektur durchzuführen sind

- "Downsampling Factor"
  Das Downsampling reduziert dieSampling Rate des EEG um diesen Faktor. Faktor 1 bedeutet kein Downsampling.

- "Enable Lowpass Filter"
  Ein Tiefpassfilter mit den oben beschriebenen Eigenschaften wird nach der Korrektur auf die gescannten Intervalle angewendet.
- "Enable Bandrejection Filter"
  Ein Bandsperrfilter mit den oben beschriebenen Eigenschaften wird nach der Korrektur auf die gescannten Intervalle angewendet. Bandbreite und zu sperrende Frequenzen können angegeben werden.

Wenn Sie sich im Eingangsdialog für die Korrektur von Blutpulsartefakten entschieden haben, erhalten Sie bei Auswahl der Peak-Detection folgenden Dialog:

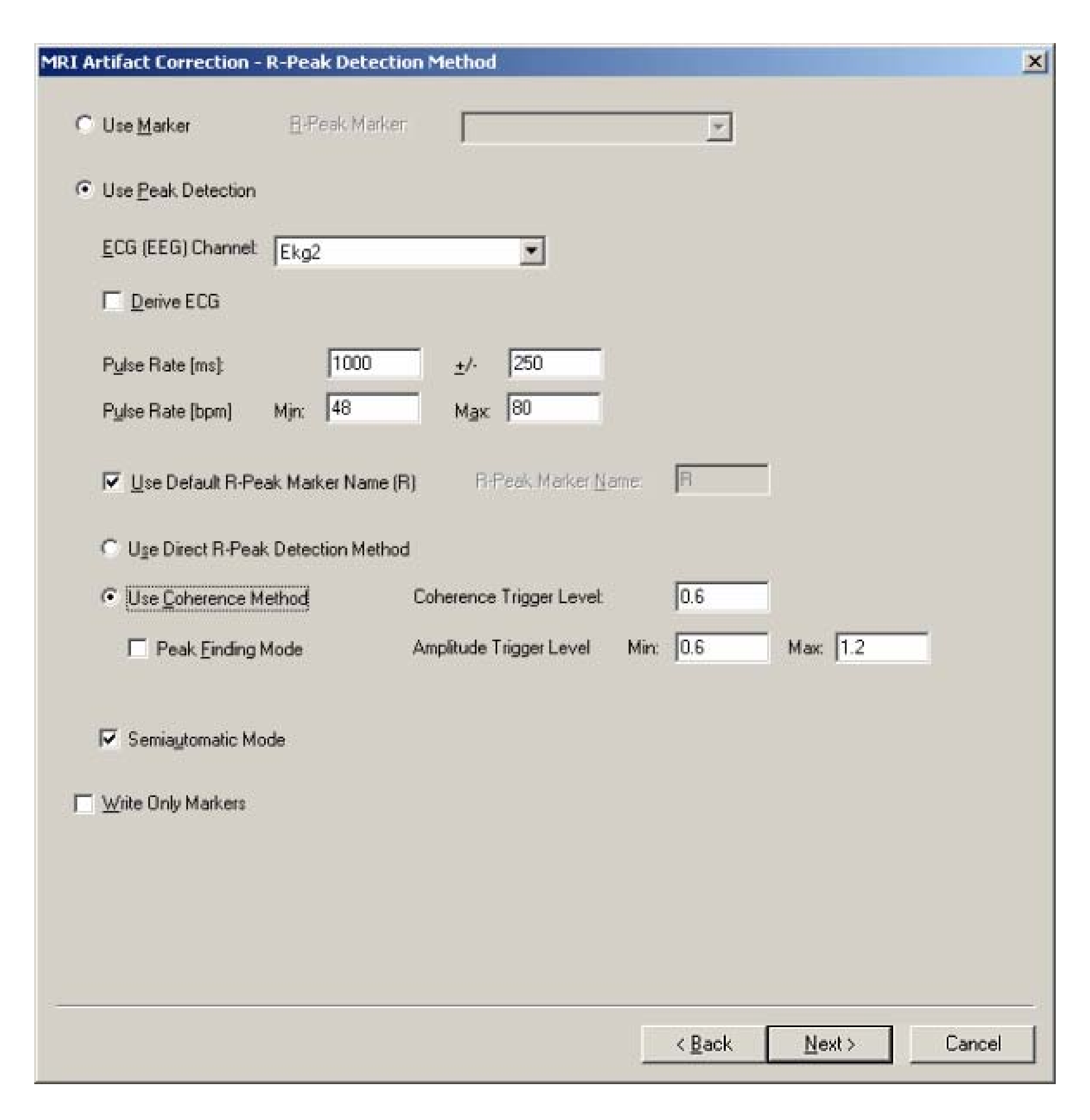


Abbildung 10-37: Einstellungen zur R-Peak-Erkennungsmethode

Hier haben Sie folgende Einstellungsmöglichkeiten:

- "Use Marker"
  Zur Bestimmung der Pulsintervalle werden vorhandene Marker verwendet. Diese können durch externe Programme, Makros oder vorangegangene Durchläufe des Moduls erstellt worden sein.
- "Use Peak Detection"
  Es wird eine eingebaute Methode zur Suche von R-Peaks verwendet.
- "ECG (EEG) Channel"
  Der zu untersuchende Kanal, in der Regel ein EKG-Kanal, es kann jedoch auch ein EEG-Kanal mit stark ausgeprägten Pulsartefakten verwendet werden.
- "Derive ECG"
  Diese Option sollte nur in den seltenen Fällen zur Anwendung kommen müssen, in denen aufgrund spezieller physikalischer Gegebenheiten im MR-System das EKG-Signal in integrierter Form aufgezeichnet wird. Dieses integrierte Signal kann durch die Bildung der ersten Ableitung wieder in ein direkt interpretierbares EKG-Signal überführt werden.
- "Pulse Rate"
  Die mittlere Pulsrate und die erlaubten Abweichungen.
  Diese Angaben sind sowohl als Zeitwerte, wie auch als Schläge-pro-Minute Werte (BPM) mit deren erlaubter Abweichung nach oben und unten möglich.
- "Use Default R-Peak Marker Name (R)"
  Mit dieser Option können Sie den Namen der zu schreibenden Marker bestimmen.
- "Use Direct R-Peak Detection Method"
  Zur Suche der R-Peaks wird ein an [All98] angelehntes Verfahren verwendet.
- "Use Coherence Method"
  Zur Suche nach R-Peaks wird ein Verfahren verwendet, bei dem fortlaufend sowohl die Kohärenz wie auch die mittlere Amplitudenübereinstimmung zwischen der aktuellen Datenstrecke und einem Template (s.u.) bestimmt wird. Die Schwellwerte für die Kohärenz und die Grenzwerte für gültige Amplitudenübereinstimmung können im Dialog angegeben werden.
  Das Template, gegen das die Daten im EKG-Kanal geprüft werden, kann entweder durch das Setzen von Markern in den Rohdaten bestimmt werden, oder aber es wird vom Modul mit einem weiter unten beschriebenen Algorithmus bestimmt.

  Sind in der Rohdatenstrecke die Marker TSTART, TEND und TPEAK für das Template gesetzt, wird in den Daten des EKG Kanals eine blaue Markierung mit den entsprechenden Template-Dimensionen angezeigt. Der TPEAK Marker determiniert hierbei die Position der vermutlichen R-Zacke. Die blaue Markierung kann verändert und verschoben werden. Beim Verschieben bleibt der Peak-Marker an seiner relativen Position innerhalb des blauen Template-Bereichs stehen. Ist kein TPEAK Marker gesetzt, so wird der Pulse-Marker in der Mitte des Templates angezeigt.

  Sind keine entsprechenden Marker im Rohdatensatz gesetzt, so sucht das Modul über ein gleitendes Standardabweichungs-Fenster innerhalb der ersten 20 Sekunden des Datensatzes nach Bereichen, in denen die Standardabweichung des EKG plötzlich ansteigt, was indikativ für den Beginn eines Herzschlags ist. Alle so gefundenen Episoden werden sodann gemittelt und diejenige Strecke als Template gewählt, die höchste Korrelation mit dem Mittelwert über alle Strecken aufweist.

- „Peak Finding Mode“
  Bei der Kohärenzmethode werden die Marker an der Stelle mit maximaler Kohärenz zum Template gesetzt, was bedeutet, dass die Marker nicht zwangsläufig auf einer dominanten Struktur, wie zum Beispiel der R-Zacke zu liegen kommen. Dies ist für die Korrektur auch nicht notwendig, es kann jedoch die Übersichtlichkeit der Daten erhöhen, wenn die Markierungen auf einer solchen dominanten Struktur gesetzt werden. Hierzu gibt es den Peak-Finding Mode, der im Bereich des Templates die dominante Struktur sucht und markiert.

  Das Setzen eines Markers TPEAK für die vermutliche R-Zacke führt dazu, dass entlang des EKG-Kanals zuerst nach oberhalb der festgelegten Schwellen liegenden Korrelations- und Amplitudenwerten ("Coherence Trigger Level" und "Amplitude Trigger Level") gesucht wird. Wird ein solcher Zeitpunkt gefunden, wird solange weitergesucht, bis das erste lokale Maximum der Korrelations- und Amplitudenverhältniswerte erreicht ist. Innerhalb des hierdurch definierten Zeitbereichs wird um den relativen Zeitpunkt des TPEAK-Markers im Template herum das lokale Maximum, also die vermutliche R-Zacke gesucht und die Markierung im EKG-Kanal an dieser Stelle gesetzt.
- "Semiautomatic Mode"
  In diesem Modus können die vom Modul gefundenen Pulsmarker interaktiv in einem Dialog modifiziert werden.
- "Write Only Markers"
  Es wird keine Korrektur durchgeführt sondern lediglich Marker geschrieben.

Haben Sie in diesem Menü den Semiautomatik-Modus gewählt, so sucht das Modul zuerst nach EKG-Episoden und präsentiert diese dann im nachfolgend dargestellten Dialog zur interaktiven Bearbeitung:

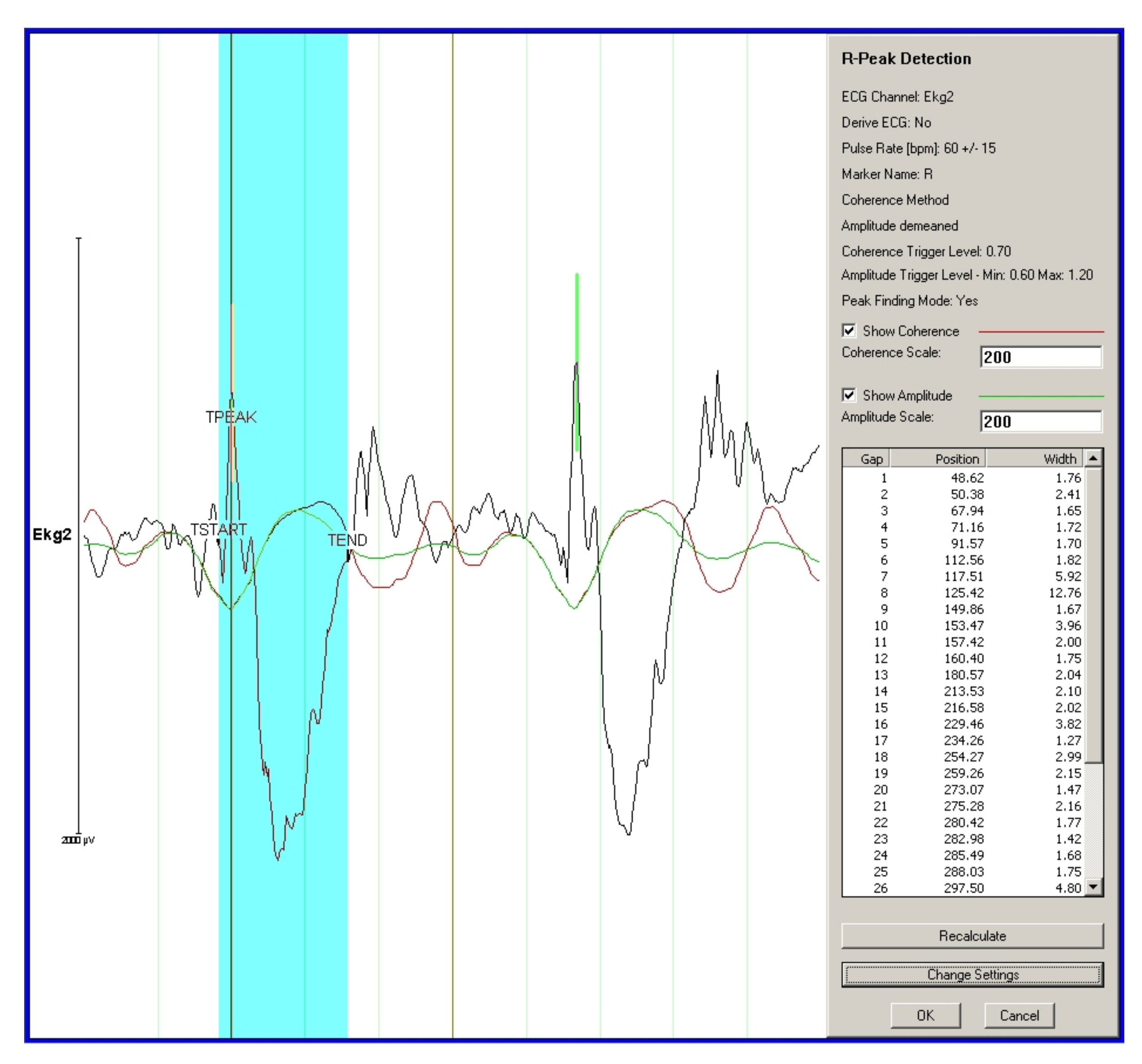


Abbildung 10-38: Interaktive Bearbeitung von EKG-Episoden

Klar erkennbar sind die drei vorab gesetzten Marker und das blau dargestellte Template. Die rote und grüne Kurve stellt den Verlauf der Kohärenz (rot) und der Amplitudenübereinstimmung dar. Gut erkennbar ist auch, dass beide Kurven ihr Maximum (positiv nach unten) exakt zum Zeitpunkt des Peaks haben.

Rechts finden sich einige Elemente, die die Arbeit mit den potentiell vielen Hundert EKG-Episoden stark vereinfachen. Zum einen kann hier die Skalierung der Kohärenz- und der Amplitudenverhältniskurven verändert werden, was sehr sinnvoll ist, um Minima und Maxima in diesen Werten bei der Suche nach dem Beginn von Pulsepisoden zu erleichtern.

Weiterhin ist es so, dass sich nicht alle Datensätze gleich gut mit den gleichen Parametern analysieren lassen. Deshalb wird in der Liste am rechten Rand aufgeführt, wo im Datensatz welche Erkennungslücken existieren. Per Doppelklick kann man direkt zu den entsprechenden Stellen navigieren.

Ist man mit der Erkennung, respektive mit der Parameterwahl nicht zufrieden, so kann man durch einen Klick auf "Change Settings" zur Parametereinstellung zurückkehren und

Änderungen vornehmen. Nach einem Klick auf "OK" wird dann automatisch eine Neuberechnung durchgeführt.

Ist man hingegen mit einem automatisch berechneten Template nicht einverstanden, so lässt sich dieses leicht mit der Maus verschieben oder in der Größe verändern. Das Template kann durch Rechtsklick mit der Maus an der Zielposition über ein Kontextmenü bequem an weit entfernte EEG-Positionen verschoben werden. Ein Klick auf "Recalculate" führt dann die Berechnung der Pulspositionen erneut durch.

Gleiches gilt auch für die gefundenen und im Bildschirm farbig hervorgehobenen Marker. Auch diese lassen sich mit der Maus verschieben und durch klicken setzen und löschen, wobei von Hand gesetzte oder verschobene Marker in gelb dargestellt werden, während vom Programm automatisch gefundene Marker in grün dargestellt werden.

Nachdem nun alle Puls-Marker automatisch oder mit minimalen manuellen Korrekturen zugeordnet worden sind, wird der nachfolgende Dialog "Pulse Artifact Correction Settings" angezeigt, in dem die Parameter für die Blutpulskorrektur selber gewählt werden können:

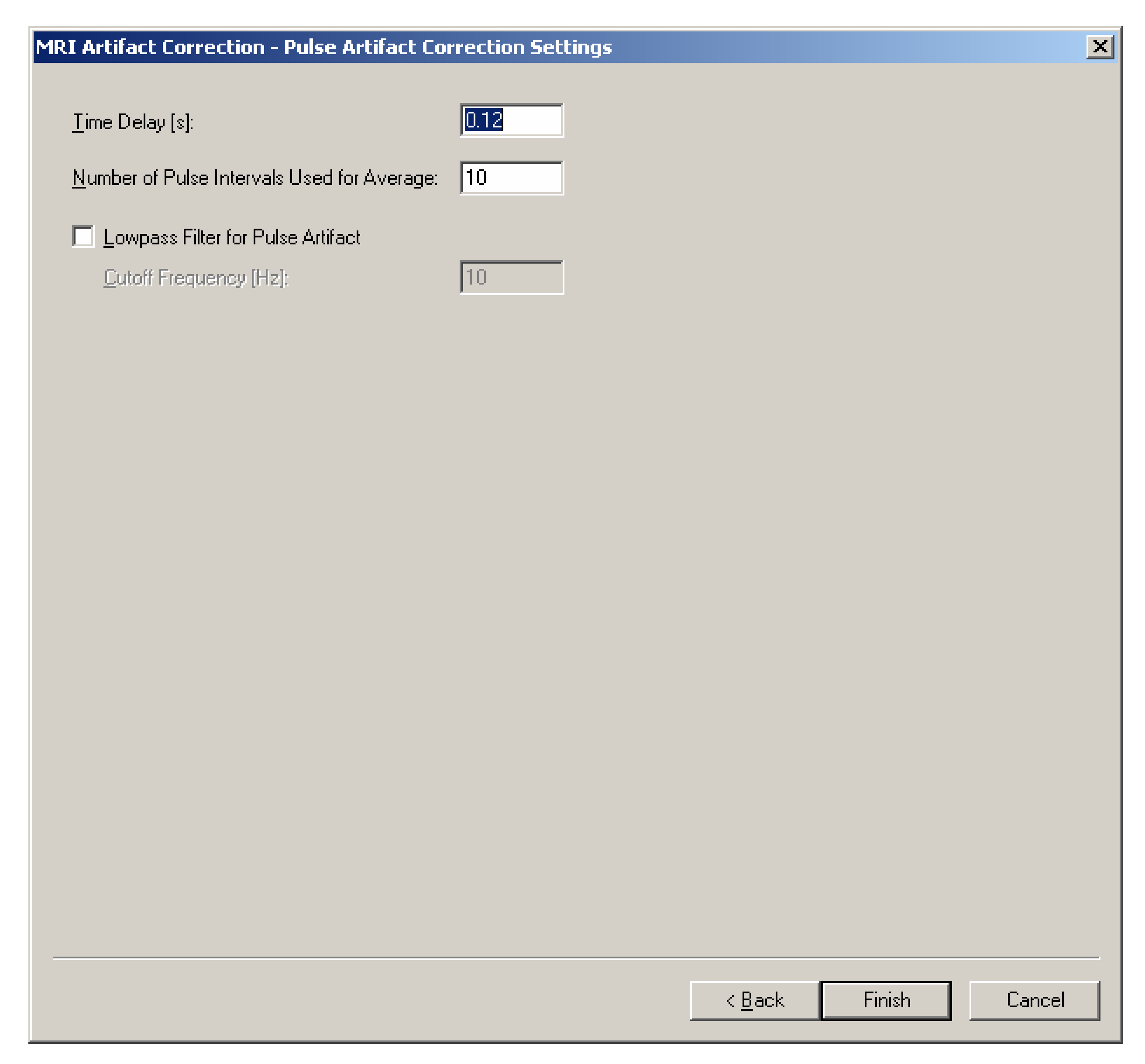


Abbildung 10-39: Einstellungen zur Pulsartefaktkorrektur nach der R-Peak-Methode

Die Korrektur der Blutpulsartefakte nach der R-Peak-Methode basiert auf folgenden Parametern:

- "Time Delay"
  Zeitverzögerung zwischen EKG- und EEG-Kanälen
- "Number of Pulse Intervals Used for Average"
  Die Anzahl der Pulsintervalle, die zur Berechnung der mittleren Blutpulsartefaktkurve verwendet werden.
- "Lowpass Filter for Pulse Artifact"
  Mit dieser Option kann nach der Berechnung der Artefaktkurve ein Tiefpassfilter auf diese Kurve angewendet werden, um hochfrequente Störungen zu eliminieren.

Empfehlungen zur Verwendung des Moduls

Obwohl es grundsätzlich möglich ist, alle Korrekturschritte auf einmal durchzuführen, sollte von dieser Methode abgesehen werden, insbesondere dann, wenn die Güte der Verfahren bei

den eingestellten Parametern für einen speziellen Datensatz nicht abgeschätzt werden kann. Vielmehr wird eine Verarbeitung in drei bis vier Schritten vorgeschlagen:

1. Suche der gescannten Intervalle und Setzen von Markern mit anschließender Begutachtung der zeitlichen Stabilität der gefundenen Marker. Falls externe Marker vorhanden sind, können diese beiden Schritte übergangen werden.
2. Korrektur der gescannten Intervalle. Unter Umständen können bessere Ergebnisse erzielt werden, wenn vor diesem Schritt eine Tiefpassfilterung vorgenommen wird.
3. Suche nach EKG-Episoden und sofern dies im Semiautomatik Modus geschieht, anschließende Korrektur der Blutpulsartefakte. Wird die Suche nach den Blutpulsartefakten nicht im Semiautomatik-Modus durchgeführt, so wird unbedingt dazu geraten, in diesem Schritt lediglich die Marker schreiben zu lassen und nachfolgend deren zeitliche Struktur zu begutachten. Für diese Begutachtung der Blutpulsmarker wie auch der Artefaktmarker unter 2. eignet sich insbesondere die Analyzer-Solution "Marker Timing", die den zeitlichen Abstand zwischen aufeinander folgenden Markern als Zeit-Spannungsverlauf darstellen kann.
4. Sofern nicht unter 3. geschehen, Korrektur der Blutpulsartefakte.

Generell hat diese Aufteilung in mehrere Unterschritte den Vorteil, dass die jeweiligen Zwischenergebnisse begutachtet werden können und manuelle oder automatische Zwischenschritte wie beispielsweise Markerkorrekturen oder die Durchführung einer Artefaktsuche mit dem Raw-Data-Inspector eingefügt werden können.

Literatur

[All98] P.J. Allen et al., *Identification of EEG Events in the MR Scanner: The Problem of Pulse Artifact and a Method for Its Subtraction*, Neuroimage 8, 229-239 (1998)

[All00] P.J. Allen et al., *A Method for Removing Imaging Artifact from Continuous EEG Recorded during Functional MRI*, Neuroimage 12, 230-239 (2000)

10.1.22. New Reference (Neue Referenz)

Hier wird der Mittelwert ausgewählter Kanäle als neue Referenz verwendet.

Die erste Seite des Dialoges ermöglicht Ihnen, Kanäle auszuwählen, die in die Referenzberechnung eingehen. Optional können Sie den Original-Referenzkanal in die Mittelwertberechnung mit einbeziehen ("Include Implicit...").

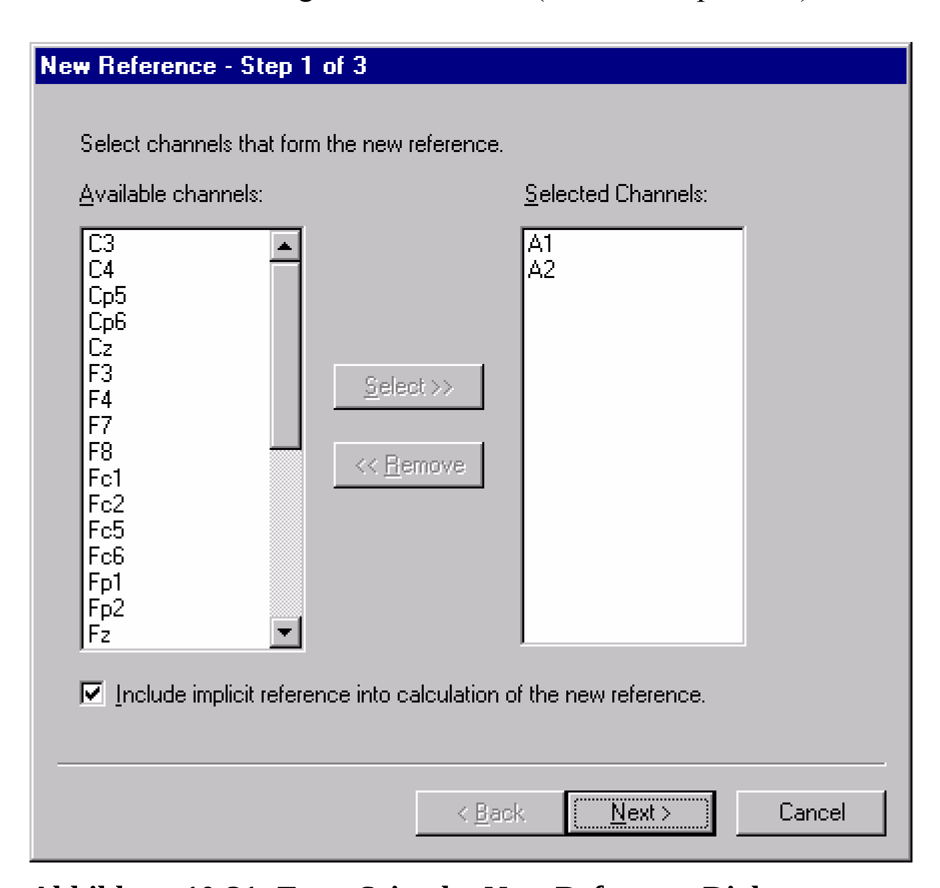


Abbildung 10-31: Erste Seite des New-Reference-Dialogs

Auf der linken Seite finden Sie die verfügbaren, und rechts die ausgewählten Kanäle. Zur Auswahl eines oder mehrerer Kanäle, markieren Sie diese und betätigen dann den "Select"-Button.

Auf der zweiten Seite des Dialogs wählen Sie die Kanäle aus, die rereferenziert werden sollen. Außerdem können Sie hier bestimmen, ob die nicht rereferenzierten Kanäle weiterhin mitgeführt werden ("Keep Remaining Channels").

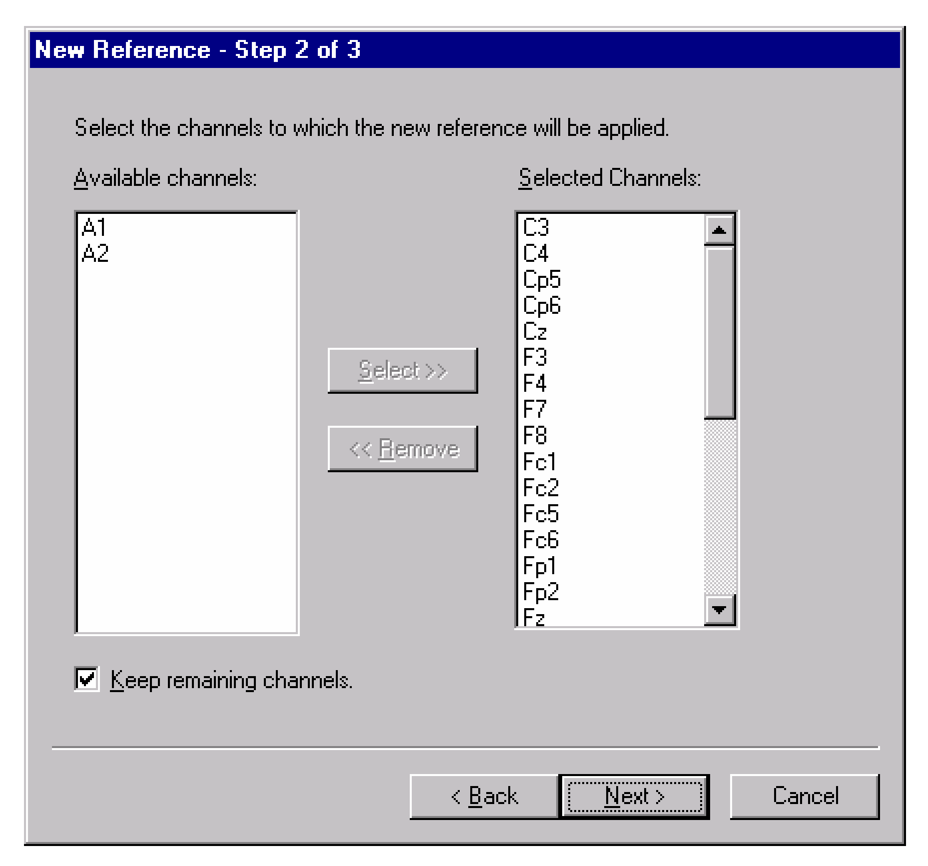


Abbildung 10-32: Zweite Seite des New-Reference-Dialogs

Auf der letzten Seite des Dialoges schließlich geben Sie dem neuen Referenzkanal einen Namen, wie z.B. "Ears" (für A1/A2-Referenz) oder "Avg" (für Averaged Reference).

Außerdem können Sie den alten Referenzkanal als normalen Datenkanal wieder verwenden. Ein Beispiel dafür ist eine Ableitung gegen CZ, die in eine A1/A2-Ableitung umgerechnet wird. In diesem Falle kann der Kanal CZ für weitere Berechnungen genutzt werden.

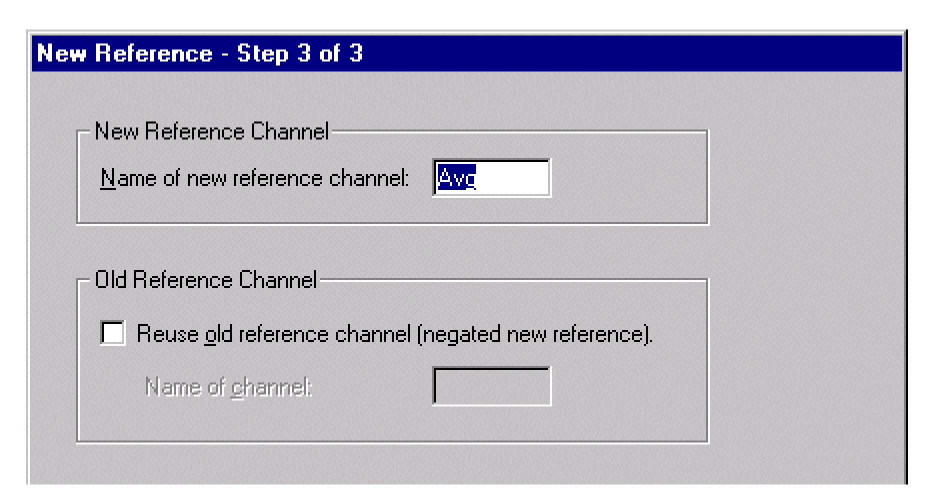


Abbildung 10-33: Ausschnitt aus der dritten Seite des New-Reference-Dialogs

Nachdem Sie die Eingabe abgeschlossen haben, erscheint ein neuer View, mit den veränderten Kanälen.

10.1.23. Ocular Correction (Augenartefaktkorrektur)

Mit dieser Transformation können die Einflüsse von Augenbewegungen auf das EEG eliminiert oder zumindest verringert werden. Zur Anwendung kommt das Verfahren nach Gratton & Coles.

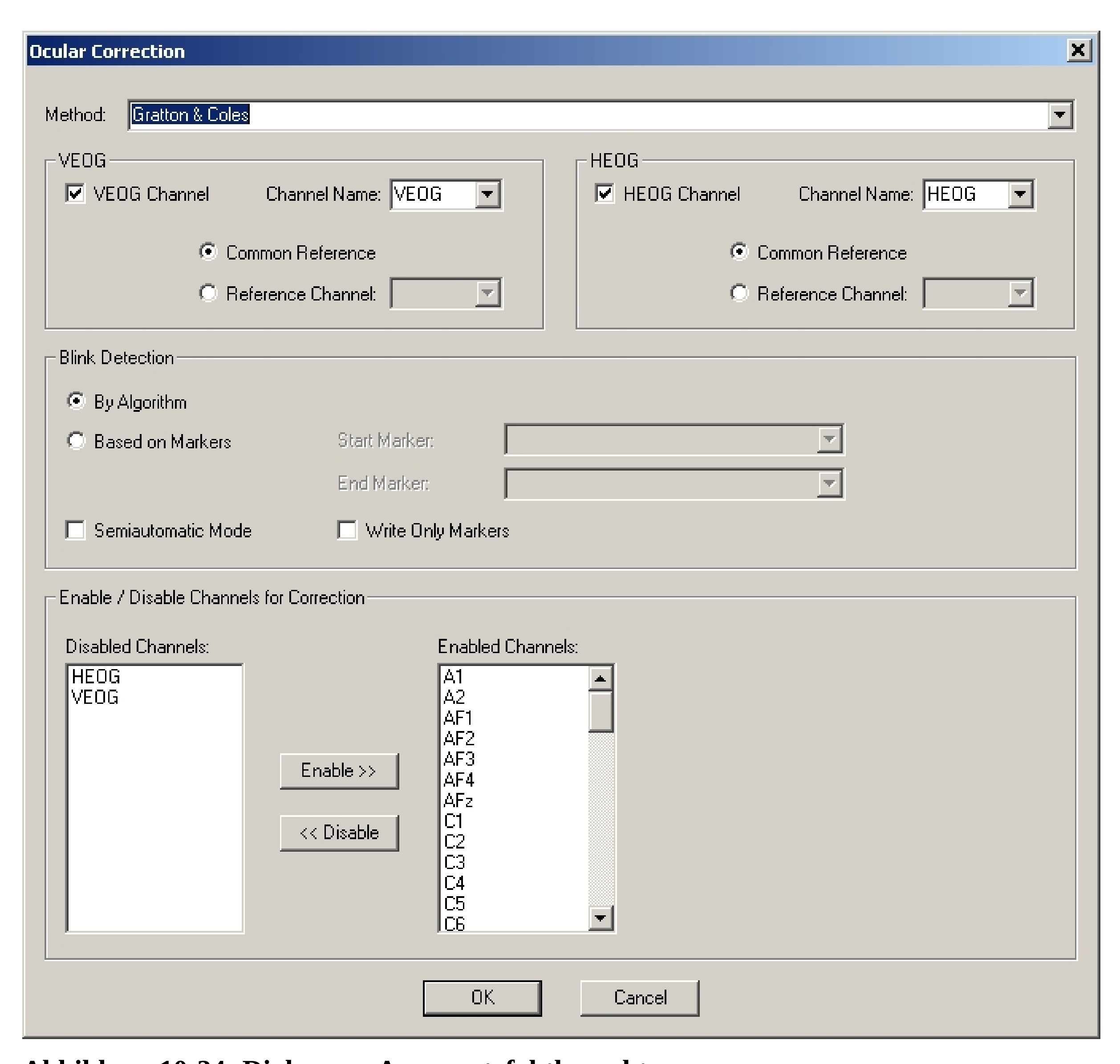


Abbildung 10-34: Dialog zur Augenartefaktkorrektur

Nach Aufruf der Augenartefaktkorrektur erscheint ein Dialog mit den folgenden Eingabemöglichkeiten:
Unter "Method":

- "Method", die verwendete Methode, aktuell ist nur der Gratton & Coles-Algorithmus implementiert, sowie eine leichte Modifikation "Gratton & Coles without Raw Average Subtraction". Auf die Algorithmen und ihre Unterschiede wird weiter unten eingegangen.

Unter "VEOG":

- "VEOG Channel": Aktivieren Sie diese Checkbox, wenn ein VEOG-Kanal im EEG vorhanden ist.
- "Channel Name": Hier wählen Sie den Kanalnamen aus.
- "Common Reference", "Reference Channel"
  Haben Sie "Common Reference" gewählt, so wird davon ausgegangen, dass die Referenzelektrode des VEOG-Kanals mit der gemeinsamen Referenz kurzgeschlossen ist. Haben Sie hingegen "Reference Channel" gewählt, so wird vom Programm angenommen, dass die Referenzelektrode des VEOG-Kanals nicht identisch mit der gemeinsamen Referenz ist. Prinzipiell gilt hier folgendes: Liegt Ihr VEOG Signal in Form eines einzelnen Kanals vor, so ist hier „Common Reference“ zu wählen, da das Signal aus der Sicht des Programms ein unipolares Signal und somit ein auf die “Common Reference“ bezogenes Signal ist. Liegt Ihr VEOG-Signal jedoch in Form von zwei individuellen Kanälen (z.B. "VEOG-Oben" und "VEOG-Unten" vor, so aktivieren Sie hier "Reference Channel" und wählen den zweiten Kanal aus der Liste der verfügbaren Kanäle. Das Programm wird dann bei der Blinkerkennung diese beiden Kanäle als bipolares Kanalpaar behandeln.

Unter "HEOG":

- Die Punkte unter "HEOG" gelten in gleicher Form für den HEOG-Kanal.

Unter "Blink Detection":

- Unter der Option "Blink Detection" können Sie angeben, ob die Blinks im weiter oben eingestellten VEOG-Kanal gesucht werden sollen (Option "By Algorithm") oder ob Sie bereits außerhalb der Ocular Correction, z.B. mit einem Makro nach einem eigenen Algorithmus die Sie interessierenden Blinks erkannt und diese jeweils z.B. mit einem „Blink Start“ und „Blink End“ Marker gekennzeichnet haben (Option "Based on Markers").
- Des Weiteren können Sie für die Option "By Algorithm" auch noch bestimmen, ob die Blinkerkennung automatisch oder semiautomatisch erfolgen soll (Option "Semiautomatic Mode"). Im letzteren Fall können Sie interaktiv für jeden vom Program gefundenen potentiellen Blink entscheiden, ob er in die Berechnung der Augenkorrekturfaktoren eingehen soll, oder nicht.
- Für den Fall, dass Sie die Marker vom Programm suchen lassen wollen, können Sie außerdem über die Option "Write Only Markers" bestimmen, ob Sie eventuell mit diesem Analyseschritt noch gar keine Korrektur der Daten erreichen wollen, sondern erst einmal die vom Programm gefundenen Blinks im Datensatz markiert haben möchten. Sie können diese Marker dann gegebenenfalls mit den im Analyzer vorhandenen Möglichkeiten bearbeiten und die tatsächliche Augenkorrektur dann später über die Option "Based on Markers" durchführen.

Unter "Enable / Disable Channels for Correction":

- Im unteren Teil des Fensters wählen Sie die Kanäle aus, für die die Korrektur durchgeführt werden soll.
- Falls auch die Augenartefaktkanäle zur Korrektur mit ausgewählt werden, so ist zu beachten, dass die Information in diesen Kanälen weitgehend verloren geht. Ist die Referenzelektrode des Augenkanals mit der gemeinsamen Referenz kurzgeschlossen (Option "Common Reference"), so ist das leicht daran erkennbar, dass der Augenkanal nach der Korrektur kein Signal mehr aufweist.

- Besitzt der Augenkanal jedoch einen eigenen Referenzkanal (Option "Reference Channel"), so äußert sich der Informationsverlust durch die Korrektur dahingehend, dass nach der Korrektur sowohl der Augenkanal als auch der Referenzkanal dasselbe Signal anzeigen. Dieser Aspekt ist bei einer Weiterverwendung der Kanäle als reine Datenkanäle unbedingt zu berücksichtigen.

Semiautomatik-Modus

- Sollten Sie sich für die semiautomatische Blinkerkennung entschieden haben, so erscheint für den Fall, dass zumindest ein Blink gefunden wurde, ein Dialog, der es Ihnen ermöglicht, die Blinks zu inspizieren.

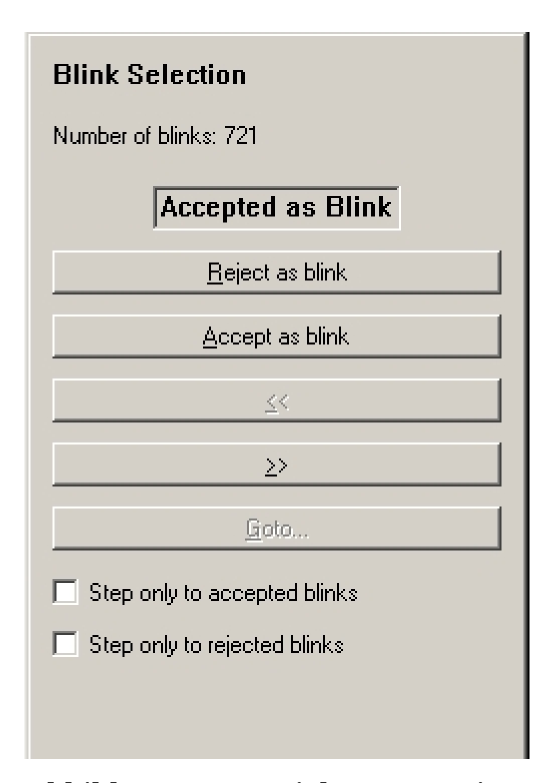


Abbildung 10-35: Dialog zur semiautomatischen Blinkerkennung

- Der "Reject as Blink"-Button entfernt den dargestellten Blink aus der internen Blinktabelle und schaltet zum nächsten erkannten Blink.
- "Accept as Blink" fügt einen bereits entfernten Blink wieder in die interne Blinktabelle ein. und schaltet zum nächsten Blink
- "<<" schaltet zum vorherigen Blink.
- ">>" schaltet zum nächsten Blink.
- "Goto...", hier können Sie zu einem bestimmten Blink springen.
- "Step Only to Accepted Blinks"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so springt das Programm beim Betätigen des "<<"-Buttons zum nächsten vorhergehenden Blink, der akzeptiert wurde. Entsprechendes gilt beim ">>"-Button für nachfolgende Blinks.
- "Step Only to Rejected Blinks", diese Checkbox wirkt genau entgegengesetzt zur vorherigen.

Der Algorithmus

Der Gratton & Coles-Algorithmus korrigiert Augenartefakte, indem die Spannungen der Augenkanäle, multipliziert mit einem kanalabhängigen Korrekturfaktor, von den jeweiligen EEG-Kanälen abgezogen werden.

Die Berechnung der Korrekturfaktoren geschieht in mehreren Schritten.

Im ersten Schritt wird ein Verfahren zur Blinkerkennung auf den vertikalen Augenkanal angewandt, um getrennte Faktoren innerhalb und außerhalb von Blinks zu berechnen.

Im nächsten Schritt wird von jedem Kanal nach Abzug des Mittelwertes ein Average über die verschiedenen Ereignisse, d.h. über die verschiedenen Marker der Segmentierung, gebildet.

Zur Berechnung der Korrekturfaktoren wird dieses Average im dritten Schritt vom jeweiligen Kanal in jedem Segment abgezogen, um die ereigniskorrelierten Daten nicht mit in die Berechnung einfließen zu lassen. Dieser Schritt entfällt, wenn Sie "Gratton & Coles without Raw Average Subtraction" als Methode gewählt haben.

Anschließend werden im letzten Schritt die Korrekturfaktoren durch lineare Regression berechnet.

Eine genaue Beschreibung des Algorithmus findet sich in

Gratton, G., Coles, M.G.H., & Donchin, E. (1983) A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology,* 55, 468-484

10.1.24. Peak Detection (Peak-Erkennung)

Peaks sind lokale Minima oder Maxima innerhalb eines gemittelten EEGs, die von diesem Modul erkannt und markiert werden.

Das Modul bietet Ihnen die Möglichkeit, die Peaks innerhalb einer Tabelle mit Namen und Bereich vorzugeben. Außerdem müssen Sie angeben, ob es sich um einen positiven oder um einen negativen Peak handelt. Sie können bestimmte Kanäle auswählen, über die sich die Markierung der Peaks erstrecken soll.

Die Peak-Erkennung kann automatisch oder semiautomatisch erfolgen. Bei der semiautomatischen Erkennung erhalten Sie einen Cursor an der Stelle, an welcher der Algorithmus den entsprechenden Peak gefunden hat. Mit Hilfe dieses Cursors können Sie die Lage des Peaks dann von Hand verändern.

Zum Setzen der Markierungen stehen Ihnen zwei Methoden zur Auswahl:

- Die Suche nach Peaks und deren Markierung erfolgt für jeden ausgewählten Kanal unabhängig.
- Die Suche nach Peaks erfolgt nur in einem vorgegebenen Kanal. In allen ausgewählten Kanälen werden die Peaks an der Position markiert, an welcher sie im vorgegebenen Kanal gefunden wurden.

Die Ausgabe der erkannten Peaks erfolgt als Marker vom Typ "Peak".

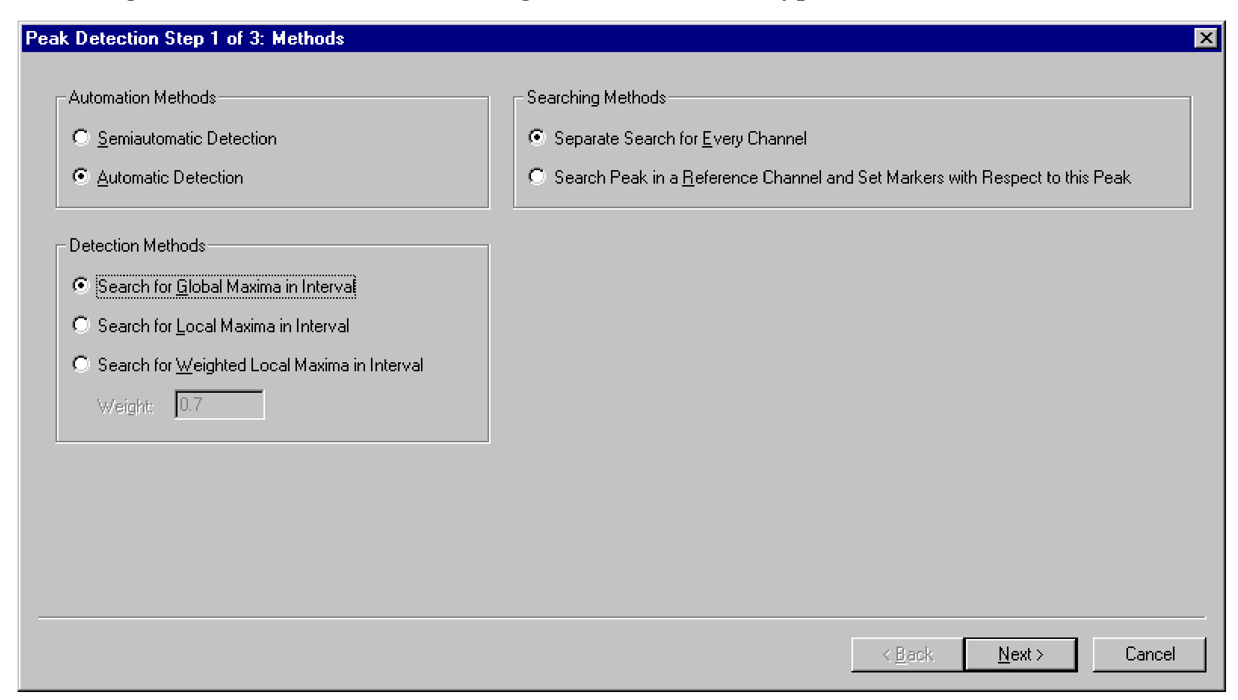


Abbildung 10-36: Peak-Detection, erste Seite des Dialogs

Die erste Seite des Dialogs der Peak-Detection ermöglicht die Eingabe des Automationsgrades, semiautomatisch oder automatisch. Außerdem entscheiden Sie hier, ob Sie für jeden Kanal unabhängig die Peak-Marker suchen wollen ("Separate Search for Every Channel") oder einen Peak-Marker in einem vorgegebenen Kanal ("Search Peak in a Reference Channel..."). Sie können hier auch die Methode wählen, nach der Peaks gesucht

werden sollen. Sie haben die Wahl zwischen der Suche nach dem globalen Maximum (bzw. Minimum) in einem vorgegebenen Intervall, nach einem lokalen Maximum und nach einem gewichteten lokalen Maximum. Der Unterschied zwischen lokalem und globalem Maximum besteht darin, dass bei der Suche nach einem globalen Maximum die Randpunkte des Intervalls als Peaks gefunden werden, falls der Wert dort größer (bzw. kleiner) ist als alle Werte innerhalb des Intervalls. Bei der Suche nach lokalen Maxima wird nach Extremwerten innerhalb des Intervalls gesucht und nur dann die Randwerte betrachtet, wenn diese Suche fehlschlug. Da unter Umständen mehrere lokale Maxima in einem Intervall auftreten, besteht auch die Möglichkeit, diese bei der Auswahl zu gewichten. Bei dieser Methode werden alle gefundenen Maxima mit der Gewichtungsfunktion 1-a*t*t multipliziert und anschließend der größte Wert gesucht. Der Wert t ist aus dem Intervall [-1, 1] und beschreibt die Abweichung der Position des Datenpunktes von der Mitte des Suchintervalls. Der Wert a kann in der Eingabebox "Weight" eingegeben werden und liegt zwischen 0 und 1. Bei Gewicht 0 ist das gewichtete Verfahren mit dem ungewichteten Verfahren identisch. Bei Gewicht > 0 werden Peaks, die näher am Intervallmittelpunkt liegen, stärker gewichtet als Peaks, die an den Rändern des Intervalls liegen. Die gefundenen Peaks sind jedoch in jeden Fall lokale Maxima der Spannungsverteilung. Die Gewichtungsfunktion hat nur Auswirkungen auf die Auswahl der Peaks bei mehreren möglichen lokalen Maxima, nicht auf ihre Position oder Größe.

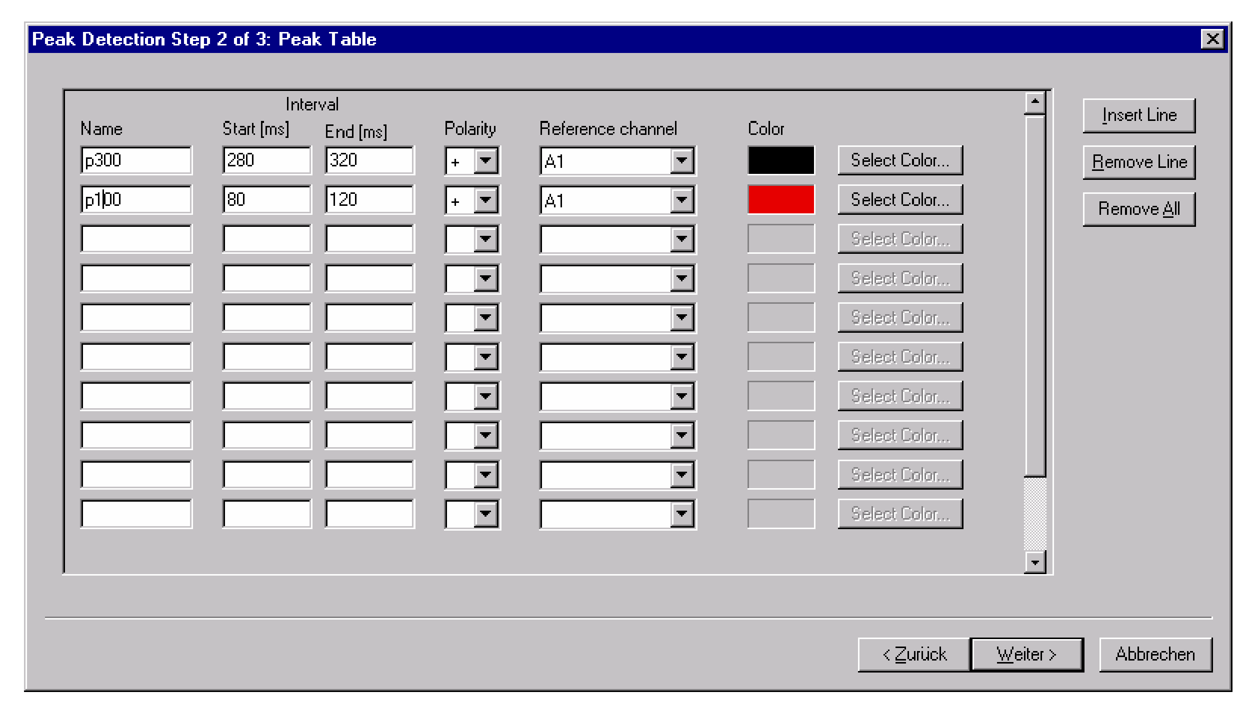


Abbildung 10-37: Peak-Detection, zweite Seite des Dialogs

Auf der zweiten Seite des Dialogs geben Sie die Peaks ein, die Sie suchen wollen.

Hierbei gibt es von links nach rechts die folgenden Felder:

- "Name", Der Peak-Name, z.B. "P300"
- "Start", der Startzeitpunkt an dem die Suche nach dem Peak begonnen werden soll.
- "End", das Ende des Suchintervalls

- "Polarity", die Polarität des Peaks, hierbei können Sie zwischen "+" (positive Polarität) und "-" (negative Polarität) wählen.
- "Reference Channel", der Referenzkanal, in dem der Peak gesucht werden soll, wenn Sie im vorherigen Schritt die Suche in einem Referenzkanal gewählt haben.
- "Color" gibt die Farbe an, mit der der Peak-Indikator bei der semiautomatischen Suche dargestellt wird.

Sie können auch Zeilen einfügen ("Insert Line"), Zeilen entfernen ("Remove Line"), bzw. alle Zeilen entfernen ("Remove All").

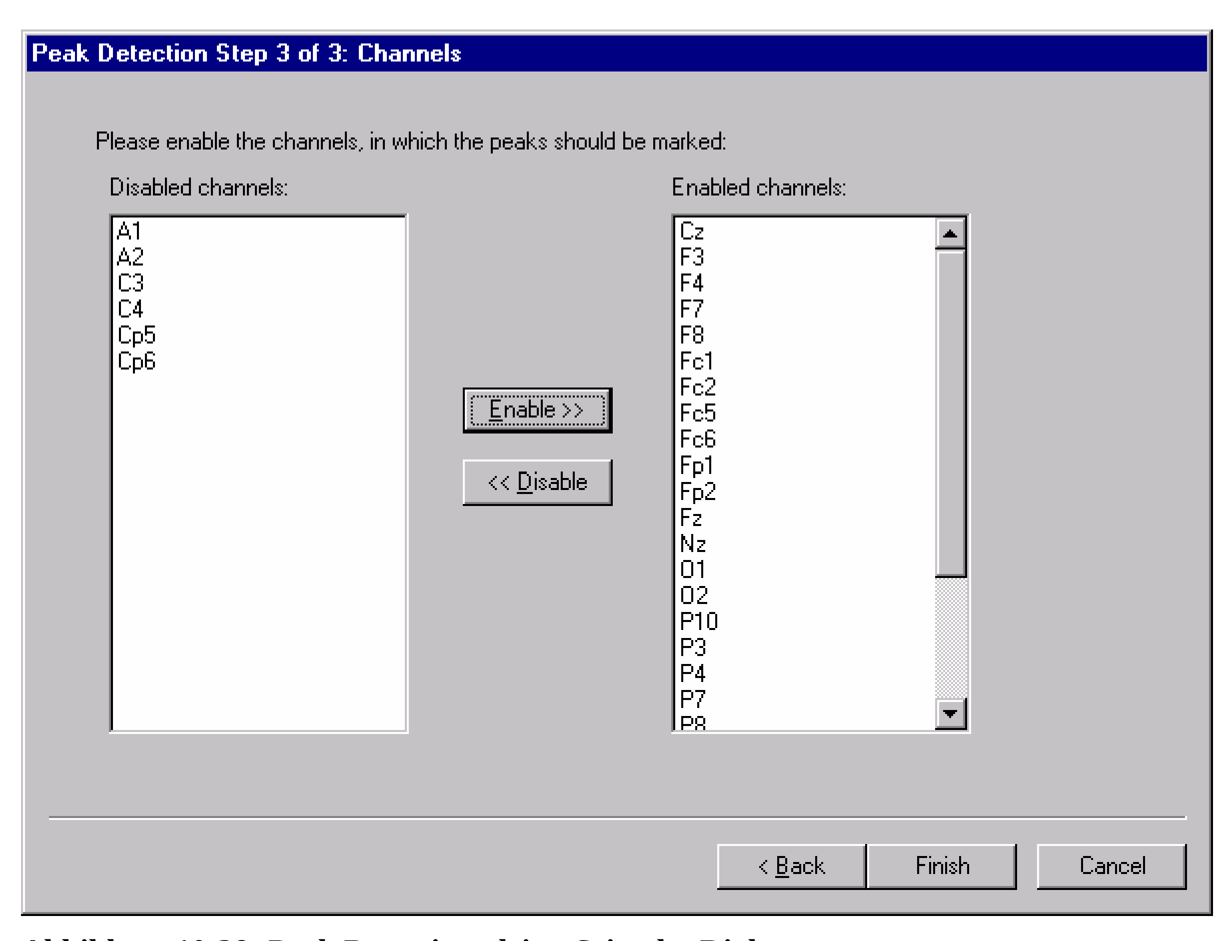


Abbildung 10-38: Peak Detection, dritte Seite des Dialogs

Auf der dritten Seite wählen Sie alle Kanäle, in denen der Peak-Marker gesetzt werden soll.

Haben Sie die semiautomatische Peak-Detection gewählt, erscheint ein Dialog, der es Ihnen ermöglicht, die ermittelten Peaks fein zu justieren.

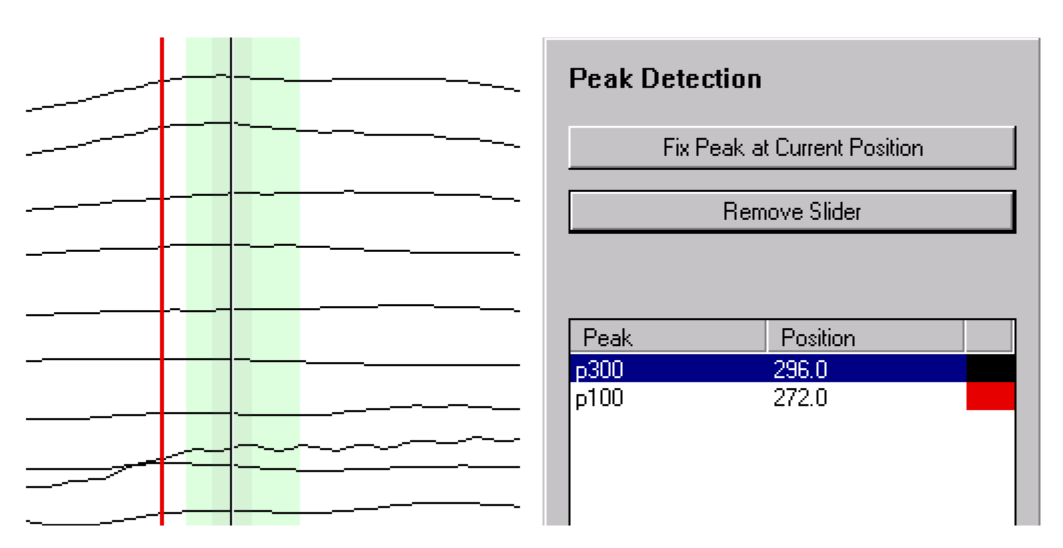


Abbildung 10-39: Ausschnitt aus der semiautomatischen Peak-Detection

Mit einem einfachen Mausklick können Sie einen Peak-Cursor auswählen. Um den Peak-Cursor herum erscheint nun ein grün markierter Bereich, der das eingestellte Suchintervall des Peaks repräsentiert. Wenn Sie doppelt auf den Peak-Cursor klicken, erscheint ein grauer Bereich um den Marker herum, der so genannte "Slider". Sie können den Peak-Cursor auch alternativ in der Tabelle mit einem Einfach-, beziehungsweise Mehrfachklick aktivieren.

Der graue Slider lässt sich jetzt mit der Maus justieren. Haben Sie die ideale Position gefunden, so können Sie den Peak mit einem weiteren Doppelklick arretieren. Sie können alternativ auch den Button "Fix Peak at Current Position" betätigen. Der Button "Remove Slider" entfernt den Slider, belässt aber den Peak an seiner ursprünglichen Position.

Wenn Sie sich für die unabhängige Suche nach Peaks in verschiedenen Kanälen entschieden haben, so finden Sie im Dialog zusätzlich eine Combo-Box, in der Sie den Kanal auswählen können, für den Sie den Peak justieren möchten. Alternativ können Sie auch auf den Kanalnamen links klicken. Hierbei sollten Sie die Doppelfunktion dieses Mausklicks beachten. Er dient nämlich zusätzlich der Auswahl bestimmter Kanäle zur Darstellung, wie es im Kapitel **Views**, Unterkapitel **Standard-View** beschrieben ist. Der ausgewählte Kanal wird in roter Farbe dargestellt.

10.1.25. Pooling

Diese Transformation ermöglicht Ihnen die Erzeugung neuer Kanäle durch das Zusammenfassen existierender Kanäle. Die neuen Kanäle berechnen sich für jeden Zeitpunkt aus den Mittelwerten der ausgewählten Kanäle zu diesem Zeitpunkt.

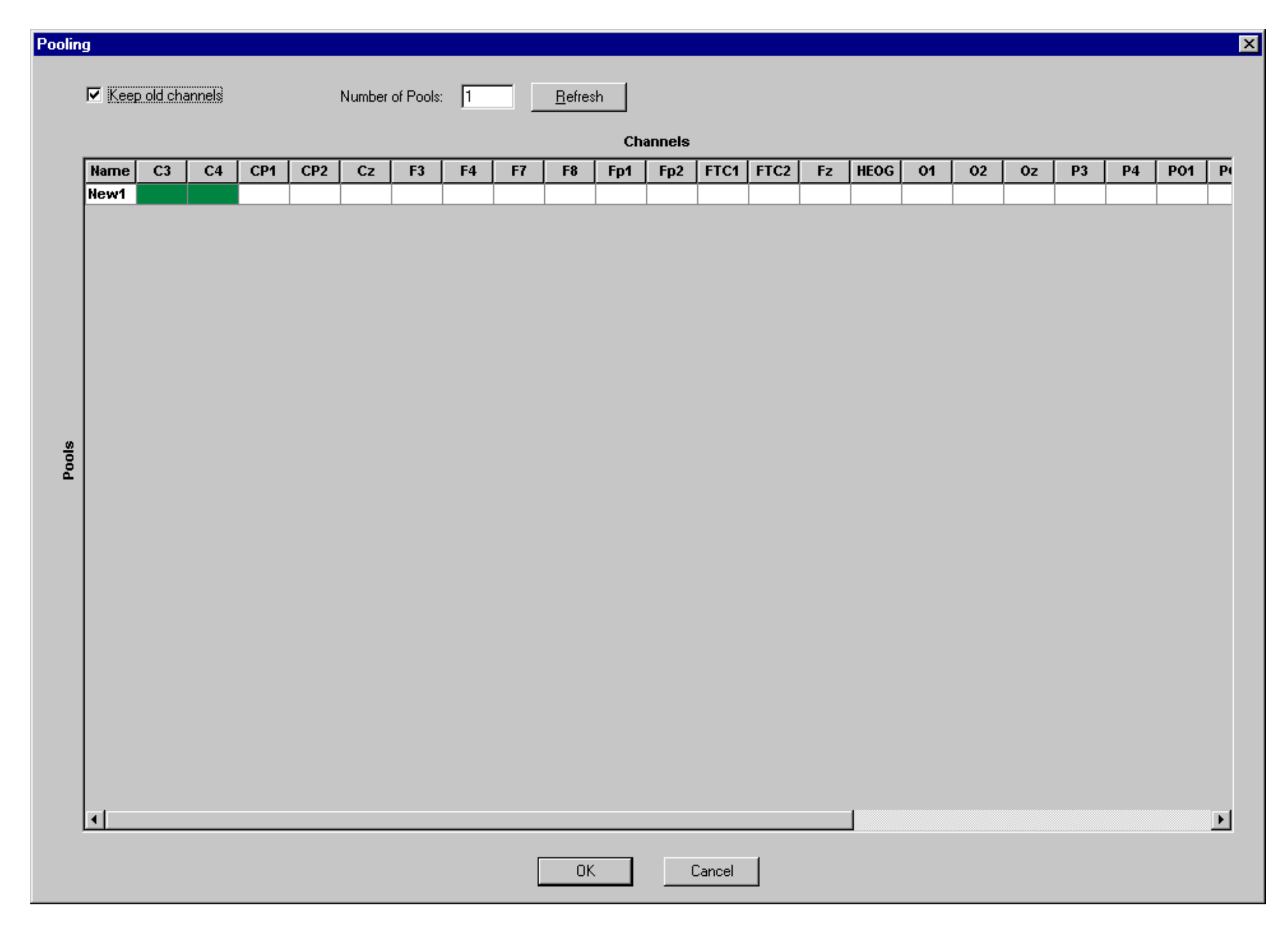


Abbildung 10-40: Pooling-Dialog

Die Elemente im Dialog sind im Einzelnen:

- "Keep Old Channels" (beibehalten der alten Kanäle)
  Wenn Sie diese Option aktivieren, so werden die alten Kanäle in den neuen Datensatz mit aufgenommen, die neuen Kanäle sind also praktisch Zusatzkanäle. Ansonsten besteht der neue Datensatz nur aus den neuen Kanälen.
- "Number of Pools" / "Refresh" (Anzahl der neuen Kanäle, auffrischen)
  Hier geben Sie die Anzahl der gewünschten neuen Kanäle ein. Die Taste "Refresh" aktualisiert dann die Kanal-Matrix.
- Durch Anklicken eines Feldes in der Tabelle ändert sich die Farbe des Feldes zwischen grün und weiß. Grün bedeutet, dass der Kanal mit in die Berechnung des neuen Kanals aufgenommen wird, weiß bedeutet, dass dieser Kanal beim Pooling für den neuen Kanal nicht mit berücksichtig wird.

10.1.26. Raw Data Inspector

Mit Hilfe des Raw Data Inspectors (RDI) können Sie den Rohdatensatz auf physikalische Artefakte hin untersuchen. Die Untersuchung kann manuell, halbautomatisch oder automatisch erfolgen. Bei der halbautomatischen und der automatischen Untersuchung können Kriterien für die Artefakte angegeben werden, sowie Bereiche vor und nach dem Artefakt, die als schlechte Bereiche gekennzeichnet werden.

Für die Entfernung von Artefakten nach der Segmentierung verwenden Sie bitte das "Artifact Rejection"-Modul, das weiter oben beschrieben ist.

Folgende Kriterien stehen zur Wahl:

- Gradienten-Kriterium, die absolute Differenz zweier benachbarter Abtastpunkte darf einen bestimmten Wert nicht überschreiten.
- Max-Min-Kriterium, die Differenz zwischen Maximum und Minimum innerhalb eines Intervalls darf einen bestimmten Wert nicht überschreiten.
- Amplituden-Kriterium, die Amplitude darf einen gegebenen Wert nicht überschreiten und einen anderen gegebenen Wert nicht unterschreiten.
- Geringe Aktivität, die Differenz zwischen Maximum und Minimum in einem Intervall mit wählbarer Länge darf einen bestimmten Wert nicht unterschreiten.

Die einzelnen Kriterien können auch kombiniert werden.

Bei der halbautomatischen und manuellen Untersuchung können die Intervalle noch von Hand verändert oder gelöscht werden, es können aber auch neue Intervalle hinzugefügt werden.

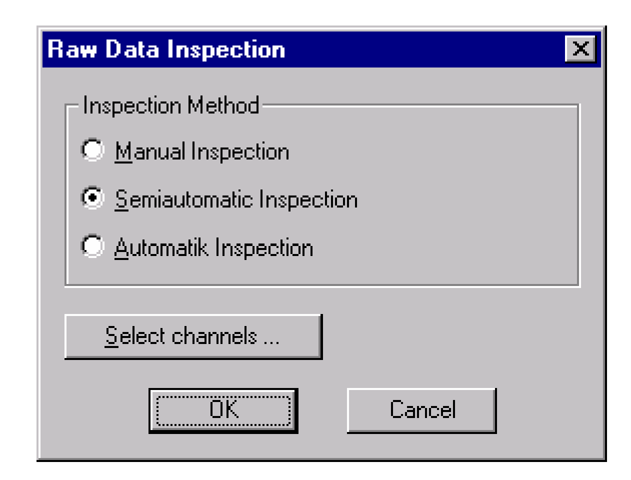


Abbildung 10-41: Eingangsdialog des Raw Data Inspectors

Wenn Sie den Raw Data Inspector starten, erscheint der Eingangsdialog. Hier entscheiden Sie, ob Sie die Daten manuell ("Manual Inspection"), halbautomatisch ("Semiautomatic Inspection") oder automatisch ("Automatic Inspection") inspizieren wollen.

Falls Sie sich für die halbautomatische bzw. automatische Inspektion entschieden haben, wählen Sie über "Select Channels..." die Kanäle aus, die der RDI bei der Suche von Artefakten berücksichtigen soll.

Im folgenden finden Sie die Erläuterungen für die drei verschiedenen Inspektionsmethoden.

10.1.26.1. *Manuelle Inspektion*

Haben Sie die manuelle Inspektion gewählt, so erscheint ein Standard-View, der auf der rechten Seite durch einen Dialog begrenzt wird.

In dem View können Sie mit der Maus Intervalle auf den Kanälen als Artefakte markieren. Um eine Markierung zu löschen, klicken Sie mit der Maus auf diese Markierung. Ein Popup-Menü erscheint und bietet Ihnen die Löschoption an ("Delete Artifact").

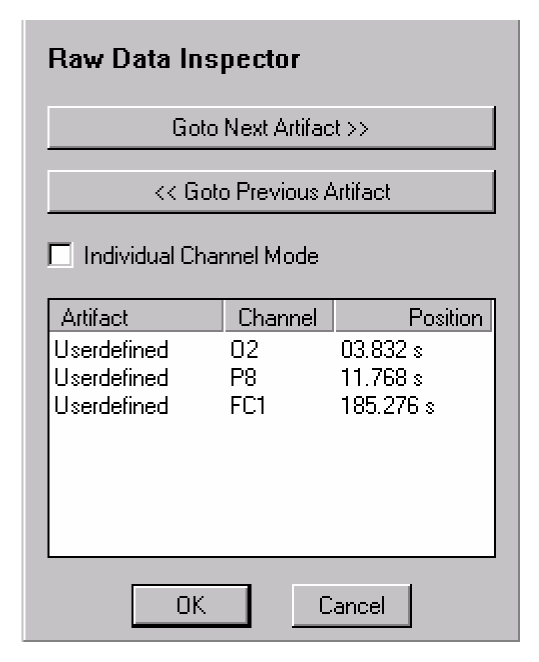


Abbildung 10-42: Dialog des RDI bei manueller Inspektion

Der Dialog bietet Ihnen die folgenden Optionen:

- "Goto Next Artifact >>", gehe zum nächsten Artefakt
- "<< Goto Previous Artifact", gehe zum vorhergehenden Artefakt
- "Individual Channel Mode", Einzelkanalmodus
  Wenn Sie diese Checkbox aktivieren, werden auch nach Abschluss der Inspektion die markierten Kanäle individuell als schlecht deklariert.
  In diesem Falle kann das Average-Modul später für jeden Kanal separat so viele Segmente wie möglich zusammensuchen (s. a. **Average**).
  Ansonsten wird nach dem Abschluss der Inspektion immer das gesamte Intervall, in dem ein oder mehrere Kanäle markiert wurden, als schlecht deklariert.
- Eine Liste aller markierten Artefakte finden Sie unten im Dialog. Bei einem Doppelklick auf einen Eintrag springt das Programm direkt zu dem betreffenden Artefakt.

Haben Sie die Untersuchung des EEGs abgeschlossen, so betätigen Sie mit der Maus den OK-Button.

10.1.26.2. *Halbautomatische Inspektion*

Nach der Auswahl der halbautomatischen Inspektion wird der Kriterien-Dialog aufgerufen. Hier können Sie die vier Markierungskriterien einstellen. Für jedes Kriterium finden Sie einen separaten Reiter.

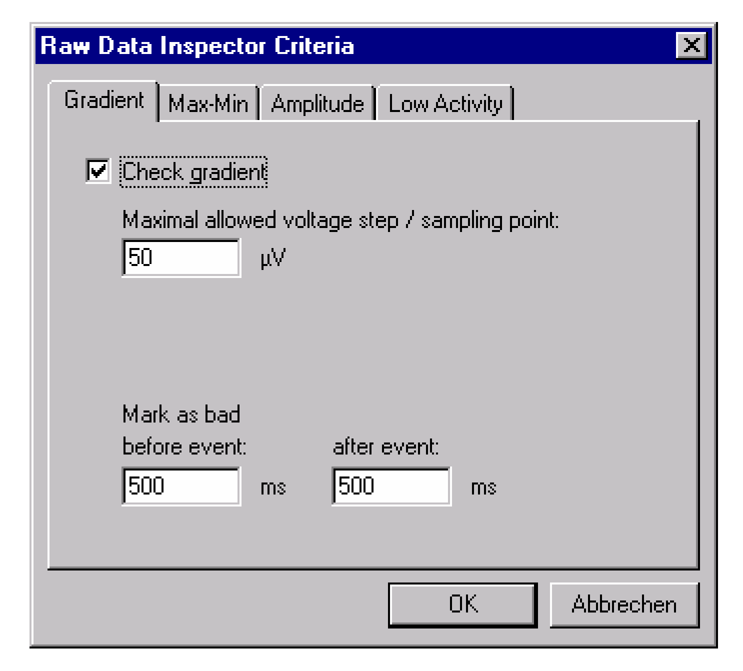


Abbildung 10-43:RDI, Einstelldialog für das Gradienten-Kriterium

Im Einzelnen können Sie die folgenden Einstellungen vornehmen:

"Gradient"-Reiter

- "Check Gradient"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Gradienten-Kriterium angewandt.
- "Maximum Allowed Voltage Step / Sampling Point"
  Hier wird die maximal erlaubte Spannungsdifferenz zwischen zwei Datenpunkten angegeben.
- "Mark as Bad"
  Geben Sie hier den Zeitraum um den eigentlichen Auftritt des Kriteriums ein, der als Artefakt markiert werden soll.

"Max-Min"-Reiter

- "Check Maximum Difference of Values in Intervals"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Max-Min-Kriterium angewandt.
- "Maximum Allowed Absolute Difference"
  Geben Sie hier die maximale Spannungsdifferenz ein.
- "Interval Length"
  Hier bestimmen Sie den Zeitraum, innerhalb dessen die Spannungsdifferenz den angegebenen Wert nicht überschreiten soll.
- "Mark as Bad"
  s. Gradienten-Kriterium

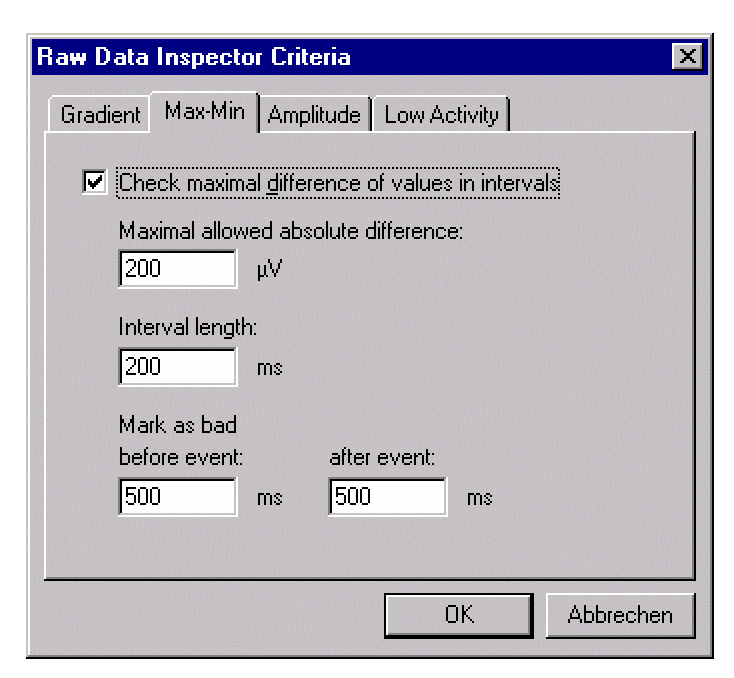


Abbildung 10-44: RDI, Einstelldialog für das Max-Min-Kriterium

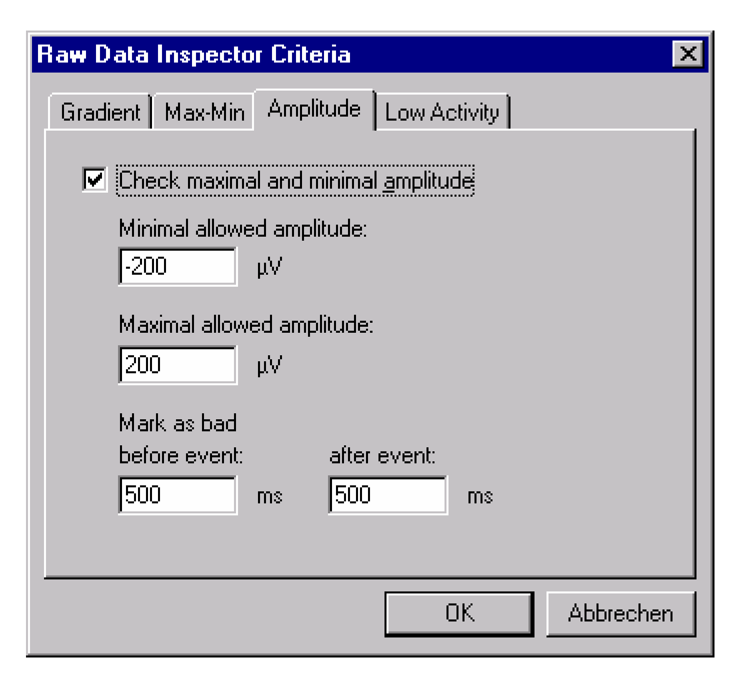


Abbildung 10-45: RDI, Einstelldialog für das Amplituden-Kriterium

"Amplitude"-Reiter

- "Check Maximum and Minimum Amplitude"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Max-Min-Kriterium angewandt.
- "Minimum Allowed Amplitude"
  Minimaler zulässiger Spannungswert
- "Maximum Allowed Amplitude"
  Maximaler zulässiger Spannungswert

- "Mark as Bad"
  s. Gradienten-Kriterium

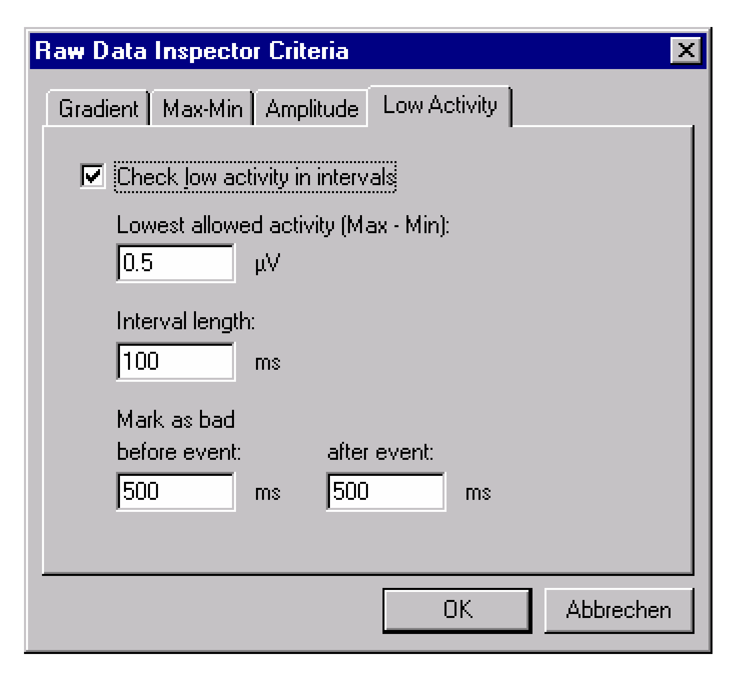


Abbildung 10-46: RDI, Einstelldialog des Kriteriums für geringe Aktivität

"Low Activity"-Reiter

- "Check Low Activity in Intervals"
  Ist diese Checkbox aktiviert, so wird das Kriterium für geringe Aktiviät angewandt.
- "Lowest Allowed Activity"
  Hier geben Sie die minimale Aktivität ein.
- "Interval Length"
  Die Intervalllänge, innerhalb derer die angegebene Aktivität nicht unterschritten werden darf.
- "Mark as Bad"
  s. Gradienten-Kriterium

Nachdem Sie alle Kriterien eingegeben und den OK-Button betätigt haben, werden die Strecken berechnet.

Hat der Inspektor Strecken markiert, so zeigt er Ihnen die Kanäle an, bei denen die Kriterien am häufigsten anschlagen. Sie können in dem Dialog noch einzelne Kanäle aus der Berechnung herausnehmen.

Anschließend erscheint ein Standard-View mit einem rechts angefügtem Dialog. Sie haben hier die gleichen Möglichkeiten, wie oben bei der manuellen Inspektion. Zusätzlich können Sie noch die Kriterien ändern ("Change Criteria"), Kanäle aus der Berechnung herausnehmen ("Disable channel") und sich eine Statistik über die gefundenen Artefaktstrecken anzeigen lassen ("Show Statistics").

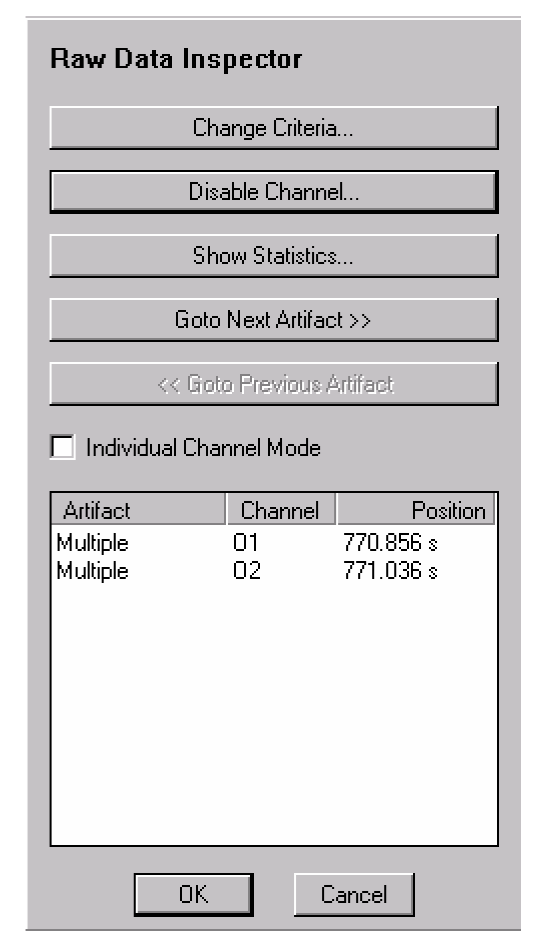


Abbildung 10-47:Dialog des RDI bei semiautomatischer Inspektion

Haben Sie die Untersuchung des EEGs abgeschlossen, so betätigen Sie mit der Maus den OK-Button.

10.1.26.3. Automatische Inspektion

Die automatische Inspektion entspricht der halbautomatischen. Allerdings entfällt die manuelle Korrekturmöglichkeit.

10.1.27. Rectify (Gleichrichtung)

Diese Transformation dient zum Gleichrichten von EEG-Daten, d.h. positive Werte bleiben gleich und negative Werte werden in positive Werte gleichen Betrages verwandelt.

Im Dialog können Sie diejenigen Kanäle auswählen, die gleichgerichtet werden sollen. Außerdem besteht über "Keep Remaining Channels" die Möglichkeit, die übrigen Kanäle identisch zu übernehmen, oder bei Deaktivierung der Option die übrigen Kanäle aus dem Datensatz zu entfernen.

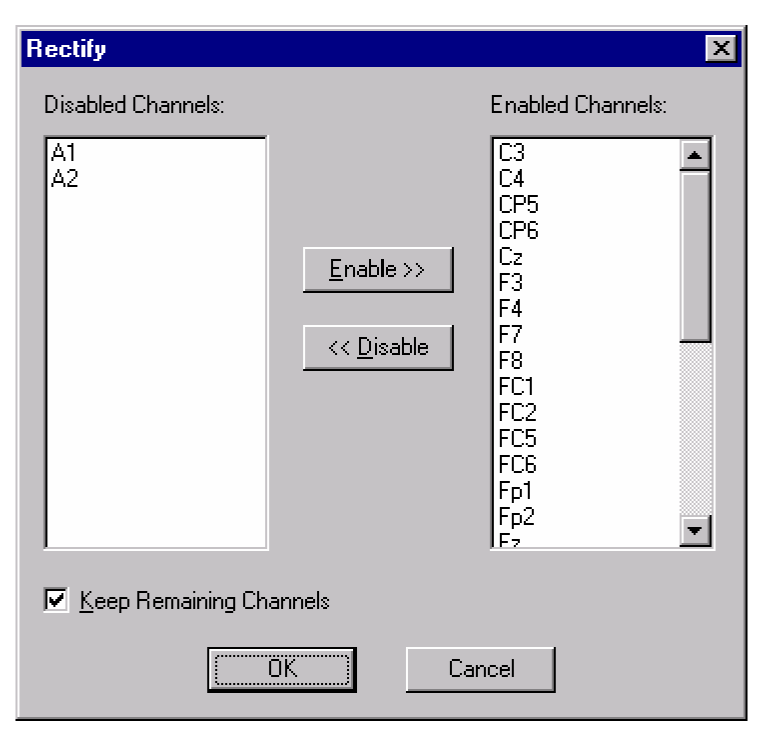


Abbildung 10-48: Rectify-Dialog

10.1.28. RMS (Global Field Power)

Die Gesamtaktivität bestimmter Kanäle kann mit dieser Transformation bestimmt werden. Zu jedem Zeitpunkt wird die Wurzel aus dem Mittel der Quadrate der einzelnen Werte bestimmt (Root Mean Square). Das Ergebnis wird in einen zusätzlichen Kanal mit dem Namen RMS geschrieben. Der Einsatz dieser Transformation ist in jedem Punkt des Bearbeitungsvorgangs möglich.

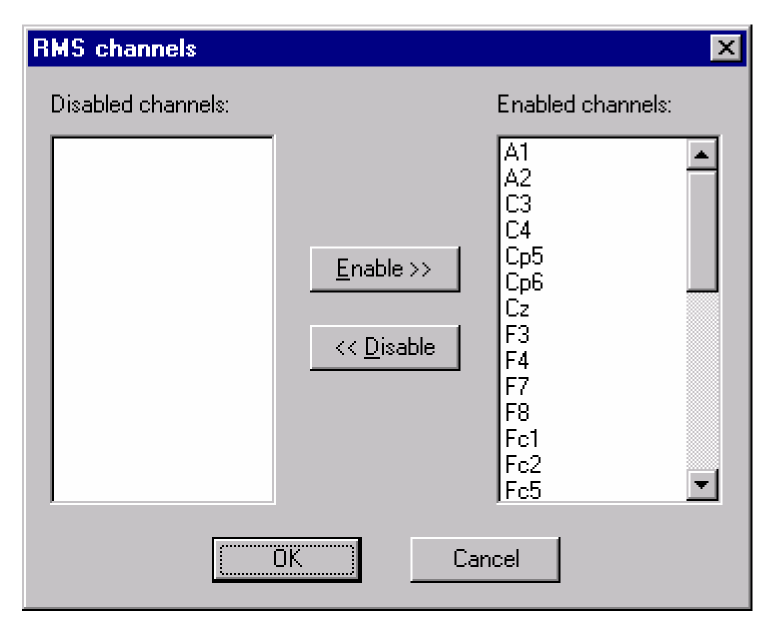


Abbildung 10-49: RMS-Dialog

Im RMS-Dialog können Sie die Kanäle auswählen, für die Sie die Berechnung durchführen wollen. Diese Kanäle und der neue RMS-Kanal erscheinen dann im neuen Datensatz.

10.1.29. Segmentation

Segmentieren durch das Segmentierungs-Modul erfolgt nach einem der folgenden Kriterien:

- Um einzelne Marker herum
  Eine Start- und eine Endposition relativ zu einer Markerposition. Start- und Endposition können auch vor der Markerposition liegen.
  Der Benutzer kann beliebige Markertypen auswählen.
- Der ganze Datensatz wird in gleichlange Zeitabschnitte unterteilt. Außerdem kann angegeben werden, wie weit sich die Abschnitte überlagern.
- Manuell markierte Segmente
  Hierbei sind keine gleichlangen Segmente garantiert.
- Segmentanfang und –ende werden durch Marker definiert.

Die Datensatzabschnitte, die nicht durch das Segmentierungskriterium definiert sind, werden automatisch unterdrückt, d.h. der resultierende Datensatz erscheint als Sequenz von Segmenten gemäß dem Kriterium.

Beim Segmentieren werden bereits vorhandene Segmentgrenzen respektiert, d.h. es werden keine neuen Segmente erzeugt, innerhalb derer eine weitere Segmentgrenze verläuft.

Das Resultat einer Segmentierung kann entweder ein Datensatz mit mehreren Segmenten sein, oder aber es wird für jedes neu berechnete Segment ein separater Datensatz angelegt.

Es ist auch möglich, dass Sie einen bereits segmentierten Datensatz noch einmal nach stärker eingegrenzten Kriterien erneut segmentieren (subsegmentieren). Dieses Verfahren empfiehlt sich z.B., wenn Sie verschiedene Reize in einem Datensatz separat mitteln, aber vorher eine Augenartefaktkorrektur nach Gratton & Coles (s. a. *Ocular* Correction) durchführen wollen. In diesem Falle wählen Sie zuerst alle Reizmarker aus, segmentieren den Datensatz und führen anschließend die Augenartefaktkorrektur durch. Den resultierenden korrigierten Datensatz können Sie nun erneut für jeden Reizmarker separat subsegmentieren.

Speicheroptionen

Das Segmentierungs-Modul lässt Ihnen die Wahl zwischen drei verschiedenen Speichermöglichkeiten:

- Kein Speichern, d.h. die Daten werden bei Anforderung erzeugt.
- Die Daten werden in einer temporären Datei zwischengespeichert.
- Die Daten werden komprimiert in der History-Datei abgelegt.

Bei den meisten Transformationen, werden die Ergebnisse nicht zwischengespeichert, sondern nur Informationen, die das Operationsergebnis beschreiben. Beim Segmentieren sind das die Positionen der neuen Segmente innerhalb des Ausgangsdatensatzes. Werden Daten zur Darstellung oder zur Weiterverarbeitung (Transformation oder Export) angefordert, so werden sie vom Transformationsobjekt frisch berechnet. Der Vorteil dieser Technik liegt darin, dass keine Zwischendateien für die verschiedenen Operationen anfallen und trotzdem alle Zwischenergebnisse erhalten bleiben. Nachteilig ist es manchmal, dass die Geschwindigkeit bestimmter Arbeitsschritte, wie Augenartefaktkorrektur, Baseline-Korrektur

und Mittelung, unter der ständigen Neuberechnung leidet.
Um diesen Nachteil auszugleichen, gibt es die Möglichkeit, die Ergebnisse der Segmentierung temporär in einer so genannten Cache-Datei zwischenzuspeichern. Das Transformationsobjekt kann bei Anforderung von Daten auf die temporäre Datei zugreifen. Diese temporäre Datei existiert, so lange die History-Datei geöffnet ist. Wird die History-Datei nach dem Schließen dann wieder geöffnet, so stehen die Informationen zwar weiterhin zur Verfügung, werden aber nun wieder zur Anforderungszeit berechnet. Operationen, die der Segmentierung folgen, sollten also durchgeführt werden, ohne die History-Datei zwischendurch zu schließen.

Sollten Sie dennoch zu einem späteren Zeitpunkt weitere Operationen nach der Segmentierung ausführen wollen, so können Sie die Cache-Datei neu erstellen. Dafür öffnen Sie die History-Datei, klicken mit der rechten Maustaste auf einen History-Knoten, der eine Segmentierung repräsentiert. Ein Kontextmenü erscheint. Wählen Sie nun **Cache Data**, dann wird die Cache-Datei erneut erzeugt.

Das Verzeichnis, in dem die temporären Dateien abgelegt werden, können Sie unter dem Menüpunkt **Configuration > Select Folder for Temporary Files...** einstellen.

Nach dem Durchführen der Mittelung wird der Zwischenspeicher nicht mehr benötigt, da die "Average"-Transformation das Ergebnis innerhalb der History-Datei ablegt.

Eine Alternative zum Cachen ist das Ablegen der Daten in die History-Datei. Das bedeutet, dass die Rohdaten bei späteren Operationen, die auf segmentierte Daten zurückgreifen, nicht mehr benötigt werden. Insbesondere dann, wenn die Rohdaten eines Workspace sich auf mehrere CDs verteilen, bietet dieses Verfahren Vorteile wenn z.B. eine PCA gerechnet werden soll.
Das Segmentierungs-Modul komprimiert die Daten, bevor es sie ablegt. Da der Analyzer intern nur mit Fließkommazahlen rechnet, diese aber für die Kompression ungeeignet sind, müssen sie erst einmal in Ganzzahlen umgerechnet werden. Dafür muss eine Auflösung (Genauigkeit) festgelegt werden. Diese Auflösung sollte bei EEG-Daten bei etwa 100nV (Nanovolt, 1µV = 1000nV), also 0,1 µV liegen. Ein kleinerer Wert bedeutet eine höhere Auflösung, aber auch eine schlechtere Kompression.

Advanced Boolean Expression (ABE)

ABE ist eine Art von bedingter Segmentierung, die nur bei der Segmentierung relativ zu einem Marker zum Einsatz kommt. Sie kann z. B. angewendet werden, um nur Segmente auszuwählen, in denen ein Proband innerhalb eines Zeitrahmens nach Auslösung eines Stimulus eine Reaktionstaste gedrückt hat.

Allgemeiner gefasst, ist es mit ABE möglich, die Segmentauswahl abhängig zu machen vom Vorhandensein oder nicht Vorhandensein eines oder mehrerer Marker in einem oder mehreren Zeiträumen relativ zum Referenzmarker. Die Marker können von einem beliebigen Typ sein (Segmentmarker, Referenzmarker, DC-Korrektur usw.).

Sie können die Auswahlkriterien in einer Textzeile eingeben, wobei Sie Markernamen verbunden mit Zeitfenstern in Millisekunden, sowie die Operatoren "not" (nicht) , "and" (und), sowie "or" (oder) angeben.

Beispiel:

Sie wählen einen Referenzmarker.

Nun sollen nur die Segmente aufgenommen werden, in denen der Proband die Taste "R1" in einem Zeitraum zwischen 50 und 100 ms nach dem Referenzmarker gedrückt hat.

Der Ausdruck, den Sie eingeben, lautet:

R1(50,100)

Sollen alle Segmente aufgenommen werden, bei denen der Proband sowohl die Taste "R1" in einem Zeitraum zwischen 50 und 100 ms nach dem Referenzmarker gedrückt hat, als auch die Taste "R2" in der Zeit zwischen 100 und 200 ms, so lautet der Ausdruck:

R1(50,100) and R2(100,200)

Sollen die Segmente aufgenommen werden, in denen der Proband entweder die Taste "R1" oder die Taste "R2" in den oben genannten Zeiträumen betätigt hat, so lautet der Ausdruck:

R1(50,100) or R2(100,200)

Für den Fall, dass Sie nur dann die Segmente aufnehmen wollen, wenn entweder nur die Taste "R1" oder aber nur die Taste "R2" innerhalb des oben genannten Zeitrahmens gedrückt wurde (Exklusiv-Oder) , kann der folgende Ausdruck verwendet werden:

R1(50,100) and not R2(100,200) or not R1(50, 100) and R2(100,200)

Bei der Bildung der Ausdrücke ist die Prioritätenfolge der Operatoren zu berücksichtigen. Die höchste Priorität hat der "not"-Operator. Es folgt der "and"-Operator und dann der "or"-Operator. Durch Verwendung von Klammern lassen sich die Prioritäten ändern, d.h. die Ausdrücke in den Klammern werden vorrangig berechnet.

Beispiel:

not (R1(50,100) or R2(100,200))

Hier wird erst der Ausdruck " R1(50,100) or R2(100,200)" berechnet und das Ergebnis mit dem "not"-Operator negiert. In diesem Falle werden alle Segmente nicht aufgenommen, in denen der Proband entweder "R1" im Zeitrahmen von 50 bis 100 ms oder "R2" im Zeitrahmen von 100 bis 200 ms gedrückt hat. Der Ausdruck könnte auch lauten:

not R1(50,100) and not R2(100,200)

Negative Werte im Zeitfenster sind auch möglich. Sie beziehen sich dann auf einen Zeitraum vor dem Referenzmarker.

Leerzeichen im Ausdruck, sowie Groß- und Kleinschreibung werden ignoriert. "r 1(1, 2)" ist also identisch mit "R1(1,2)". Es werden in der ABE - im Gegensatz zum Referenzmarker - auch alle Marker mit der gleichen Buchstabenfolge ohne Rücksicht auf Leerzeichen gleichbehandelt, der Markerwert "r 1" entspricht also dem Wert "r1" oder "R1".

Nun zur Bedienung der Segmentierungskomponente.

Der Eingangsbildschirm bietet Ihnen die drei bereits oben besprochenen Segmentierungstypen:

- Segmente relativ zu einer Markerposition ("Create new segments based on a marker position.")
- Gleichlange Segmente ("Divide data set in equal sized segments.")
- Manuelles Setzen von Markern ("Set new segments manually.")
- Segmentanfang und –ende werden durch Marker definiert.("Create new segments limited by start and end markers.")

Außerdem finden Sie hier die Auswahl zwischen den verschiedenen, oben besprochenen, Speicheroptionen:

- Kein Speichern ("Do not store data, calculate data on demand.")
- Zwischenspeichern in temporärer Datei ("Cache data to a temporary file.")
- Ablegen der komprimierten Daten in der History-Datei ("Store data compressed in history file.") mit der Möglichkeit, die Auflösung in Nanovolt anzugeben.

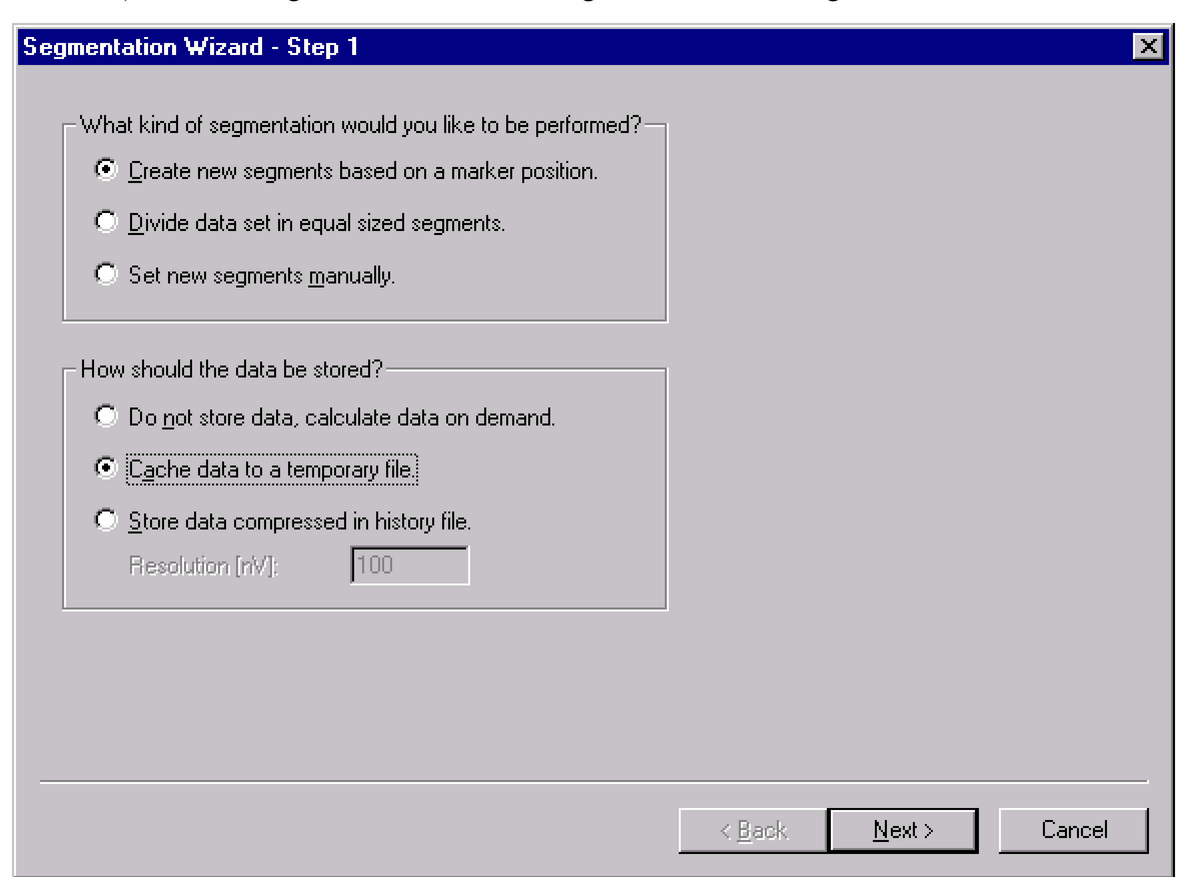


Abbildung 10-50: Eingangsseite des Segmentation-Dialogs

Wenn Sie als Option das markerbasierte Segmentieren gewählt haben, bietet Ihnen die nächste Dialogseite die Möglichkeit aus einer Liste von verfügbaren Markern ("Available Markers") einen oder mehrere auszuwählen und mit dem "Add"-Button in die Gruppe der ausgewählten Marker ("Selected Markers") zu übernehmen.

Sie finden hier auch das Eingabefeld für die oben besprochene ABE.

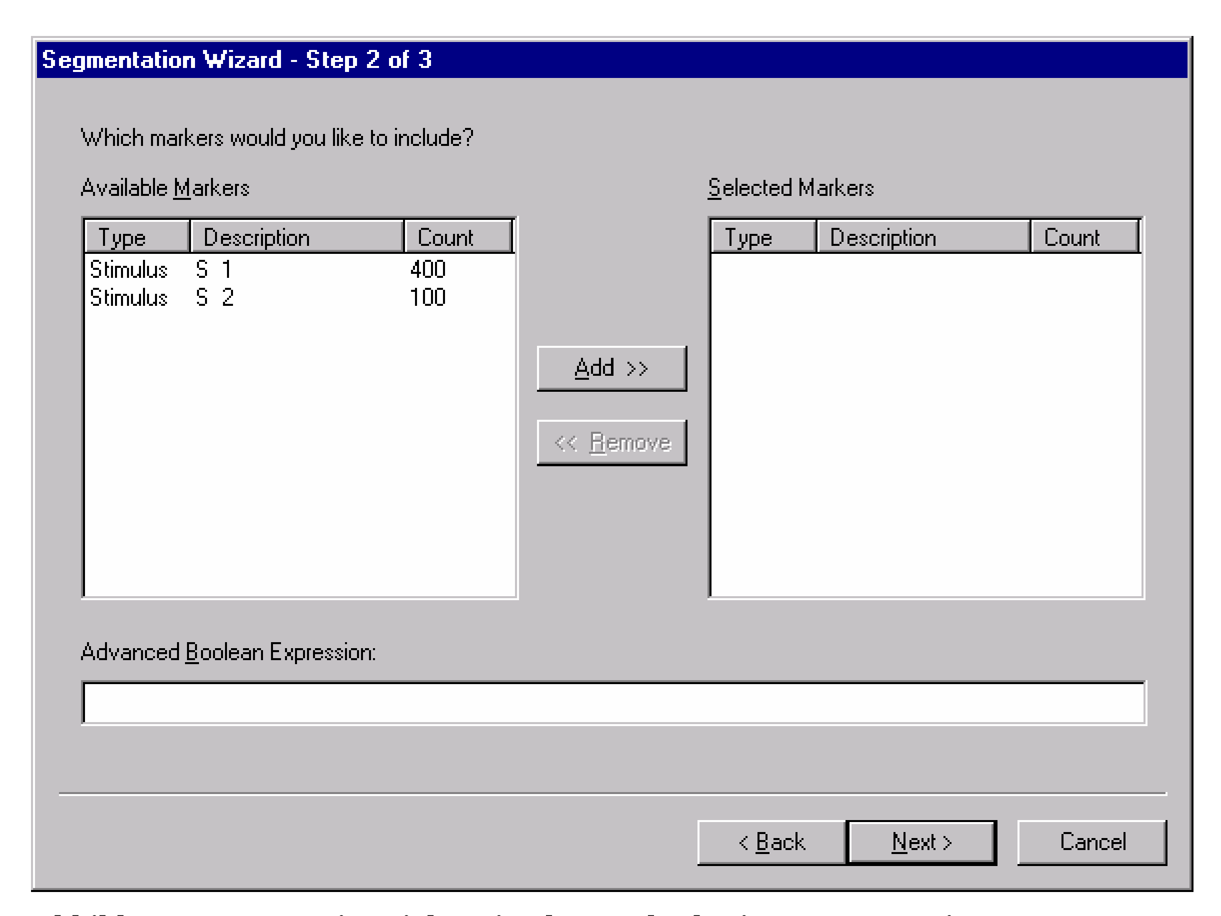


Abbildung 10-51: Zweite Dialogseite der markerbasierten Segmentierung

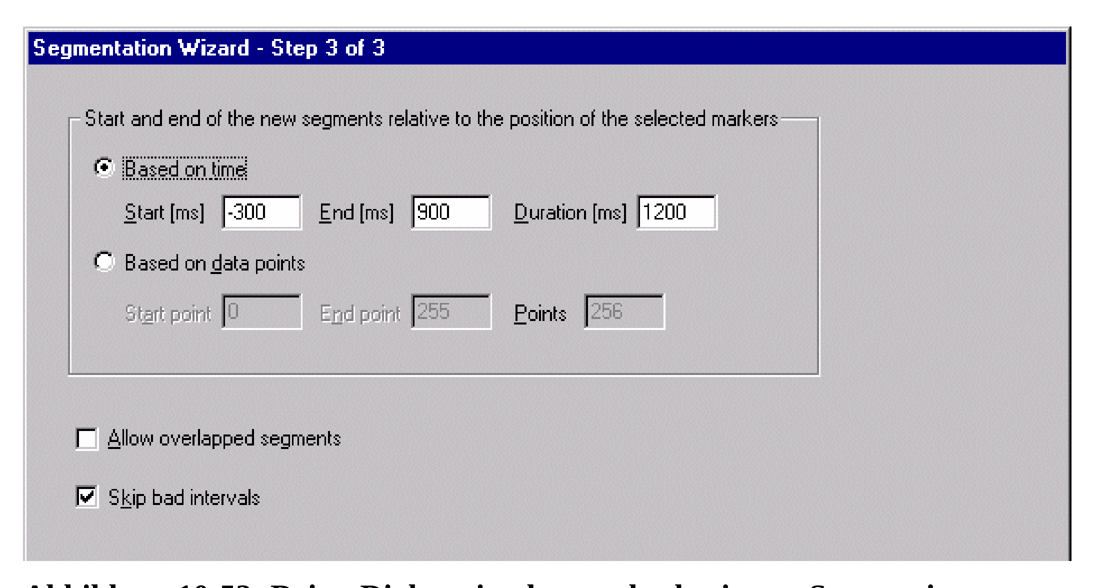


Abbildung 10-52: Dritte Dialogseite der markerbasierten Segmentierung

Die dritte Seite gibt Ihnen die Möglichkeit, die relativen Positionen des Intervalls basierend auf Zeitangaben ("Based on Time") oder basierend auf Datenpunkten. Sie spezifizieren den Anfang ("Start...") und das Ende des Intervalls ("End...") oder alternativ anstelle des Endes die Länge des Intervalls.

Wird die Option "Allow Overlapped Segment" eingeschaltet, so ist es möglich, dass auch Segmente, die sich überlappen, aufgenommen werden. Sonst wird immer nur das erste Segment zweier überlappenden Segmente berücksichtigt.

Die Option "Skip Bad Intervals" schließlich entscheidet darüber, ob Segmente die Marker vom Typ "Bad Interval" enthalten, ausgeschlossen werden. Diese Marker werden von der "Raw Data Inspector"-Transformation gesetzt. Wollen Sie später im Einzelkanalmodus mitteln (s. Unterkapitel "Average"), dürfen Sie diese Option nicht aktivieren.

Haben Sie die zeitbasierte Segmentierungsoption gewählt, so können Sie auf der zweiten Dialogseite die Intervallgröße ("Size of Segments") in Sekunden oder Punkten angeben. Zusätzlich können Sie die Überlagerung der Segmente ("Overlap Segments") in Sekunden oder Datenpunkten angeben. Auch hier können Sie mit "Skip Bad Intervals" Segmente ausschließen, die Marker vom Typ "Bad Interval" enthalten.

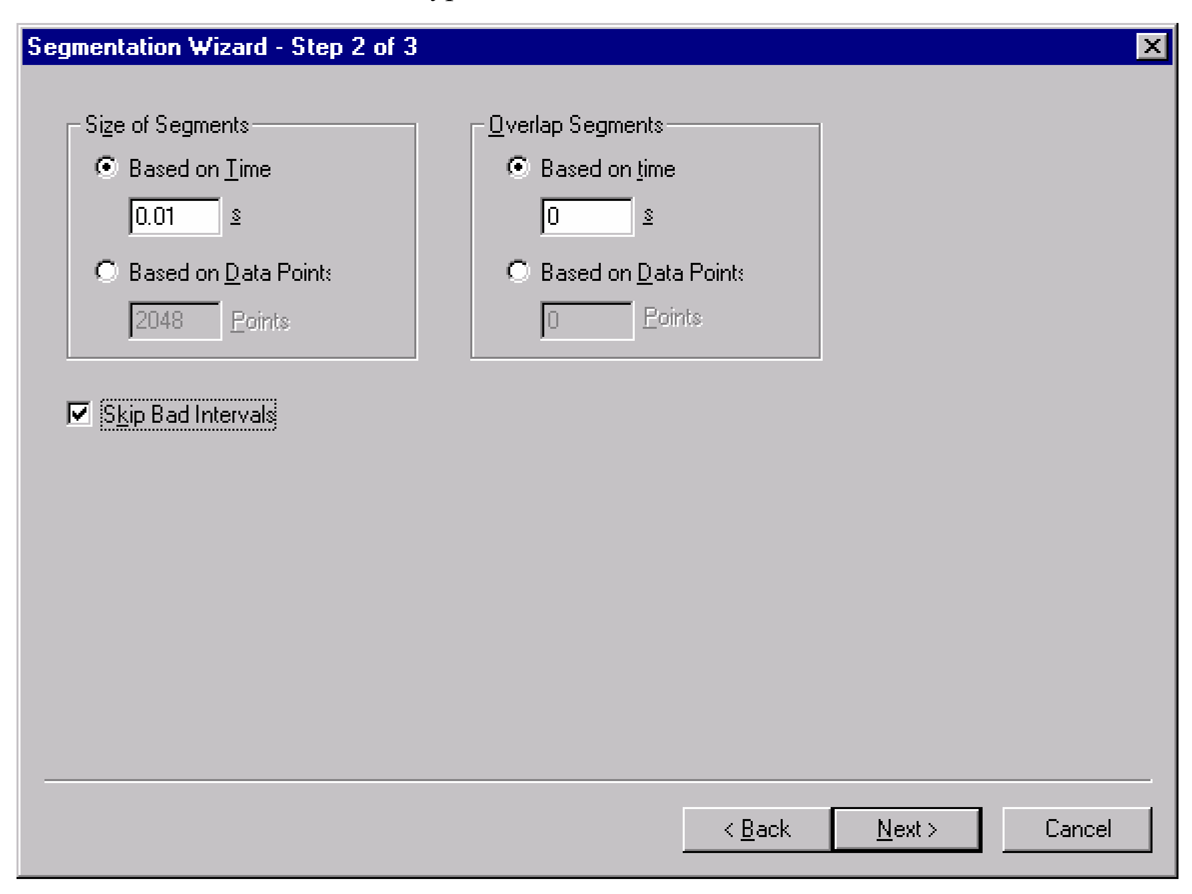


Abbildung 10-53: Zweite Dialogseite der zeitbasierten Segmentierung

Auf der dritten Seite werden Sie gefragt, ob Sie einen separaten Datensatz für jedes neue Segment erzeugen wollen. Dies erlaubt Ihnen, jedes Segment getrennt weiter zu verarbeiten.

Sollten Sie das manuelle Setzen von neuen Segmenten gewählt haben, so werden Sie auf der zweiten Seite gefragt, ob Sie für jedes Segment einen neuen Datensatz erzeugen wollen.

Haben Sie den Dialog abgeschlossen und haben das manuelle Setzen von Segmenten gewählt, so erscheint ein neuer Dialog für die Eingabe der neuen Segmente.

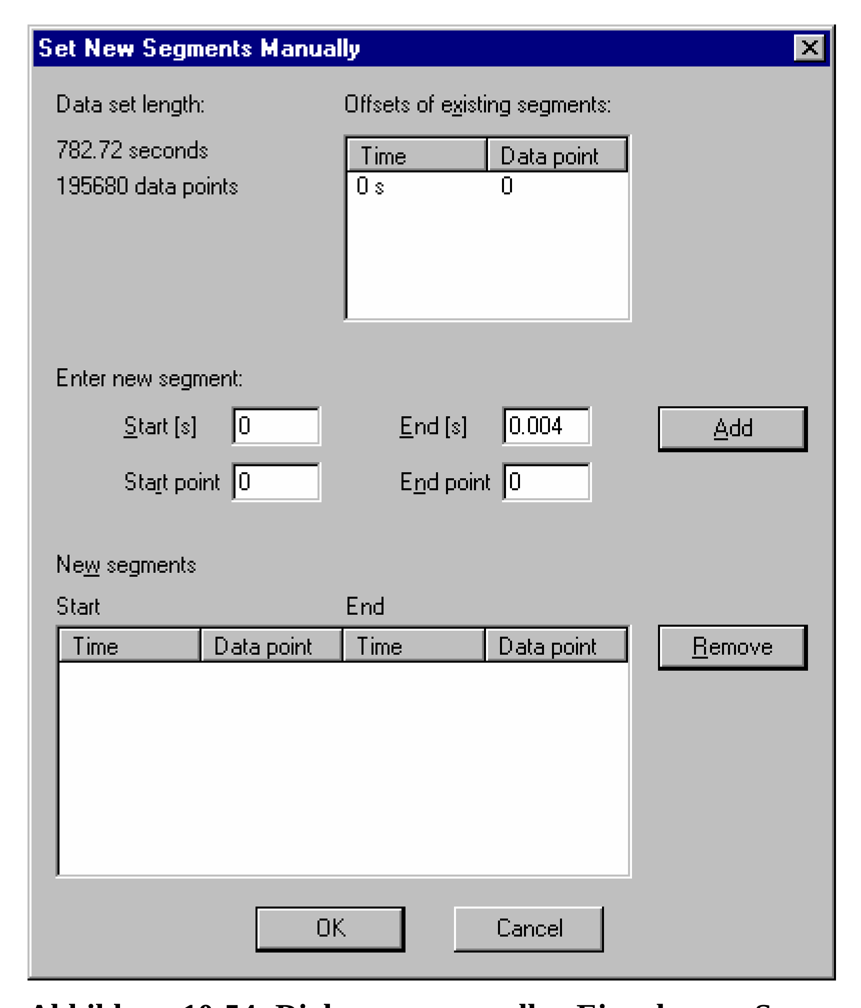


Abbildung 10-54: Dialog zur manuellen Eingabe von Segmenten

Hier werden Ihnen die Datensatzlänge ("Data Set Length") in Sekunden und Datenpunkten und die Position vorhandener Segmente ("Offsets of Existing Segments") angezeigt.

Sie können ein neues Segment eingeben ("Enter New Segment"). Drücken Sie den Button "Add", um das Segment in die Segmentliste ("New Segments") aufzunehmen. Um ein Segment aus der Segmentliste zu entfernen, markieren Sie es in der linken Spalte und drücken dann den "Remove"-Button.

Haben Sie die Option zur Segmentierung basierend auf Start- und Endmarkern ausgewählt, so erhalten Sie auf der zweiten Seite Auswahlfelder, in denen Sie die entsprechenden Marker einstellen können.

Auf der dritten Seite werden Sie analog wie bei der manuellen Segmentauswahl gefragt, ob Sie für jedes Segment einen eigenen Knoten anlegen möchten.

Bei dieser Option wird jeweils der erste gefundene Startmarker mit dem ersten gefundenen Endmarker zu einem Segment verknüpft, der zweite Startmarker mit dem zweiten Endmarker usw.. D.h. es können bei entsprechenden Markern auch überlappende Segmente erzeugt werden. Erscheint ein Endmarker, ohne dass zuvor ein entsprechender Startmarker gefunden wurde, so wird dieser ignoriert. Außerdem werden Startmarker ignoriert, für die bis zum Ende des Datensatzes kein Endmarker gefunden wird.

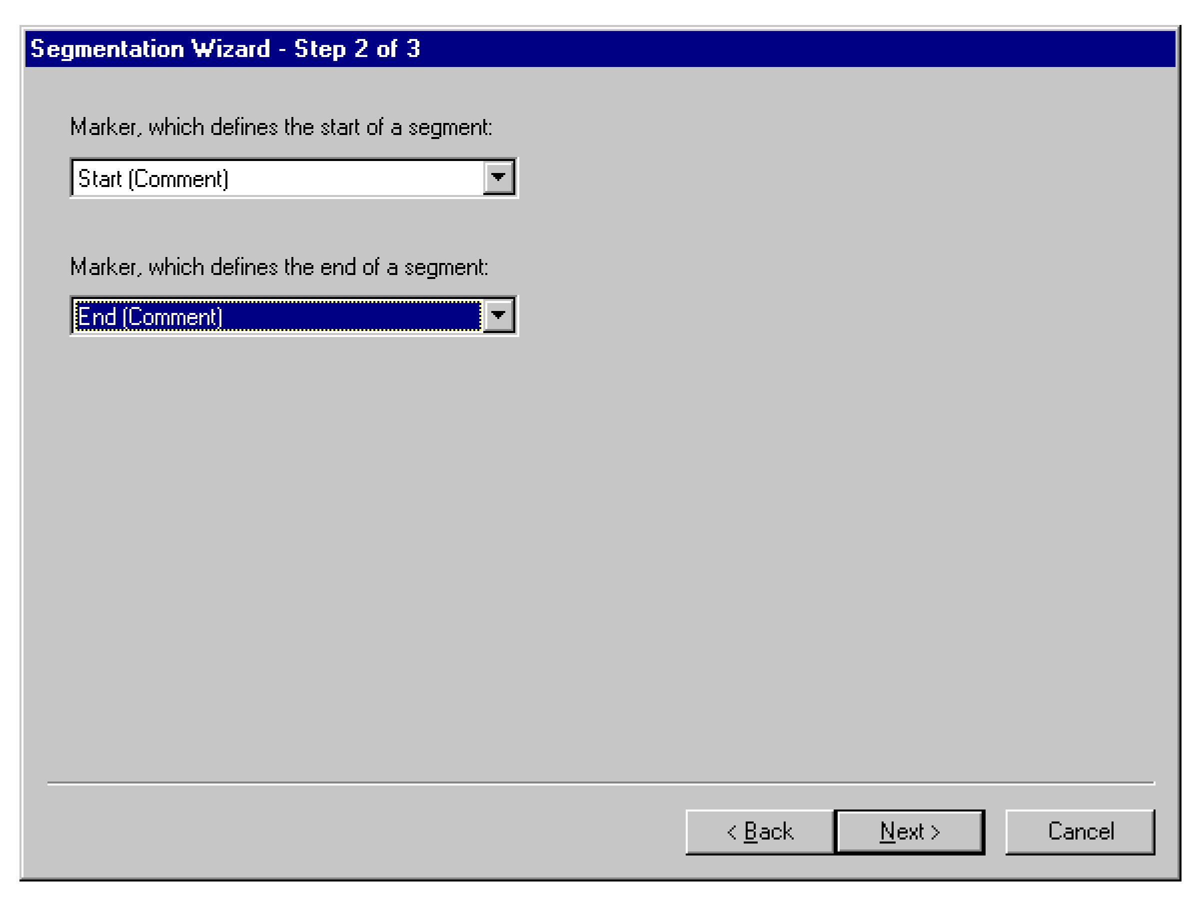


Abbildung 10-55: Dialog zur Auswahl von begrenzenden Segmentmarkern

10.1.30. t-Test

Aus den Kurvenverläufen zweier EEG-Kurven, zum Beispiel den Grandaverages von zwei Gruppen oder aber zweier experimenteller Bedingungen lässt sich oftmals nicht mit Sicherheit abschätzen, ob sichtbare Differenzen auch tatsächlich statistisch bedeutsam sind.

Umgekehrt ist es gerade bei eher explorativen Untersuchungen oft auch so, dass man aus den vorliegenden Averages nicht klar erkennen kann, in welchen Zeitabschnitten sich die Bedingungen oder Gruppen besonders deutlich unterscheiden. - In all diesen Fällen kann die Berechnung von t-Werten für die Daten äußerst nützlich sein.

Der t-Test im Analyzer erlaubt die Berechnung von gepaarten und ungepaarten t-Tests, wie auch Einstichproben-t-Tests auf Unterschiedlichkeit von 0.

Er kann auf segmentierte wie auf unsegmentierte Daten ebenso angewandt werden, wie auf gemittelte Daten und natürlich auch auf Grandaverages.

Zur Anwendung des t-Tests sind keinerlei Vorarbeiten an den Daten notwendig, wie zum Beispiel Differenzbildung oder eine a priori Mittelung der Daten. Auch die Datensatzlängen von Referenz- und Vergleichsknoten müssen nicht übereinstimmen. Hier würde der t-Test nur für den gemeinsam vorhandenen Zeitbereich durchgeführt.

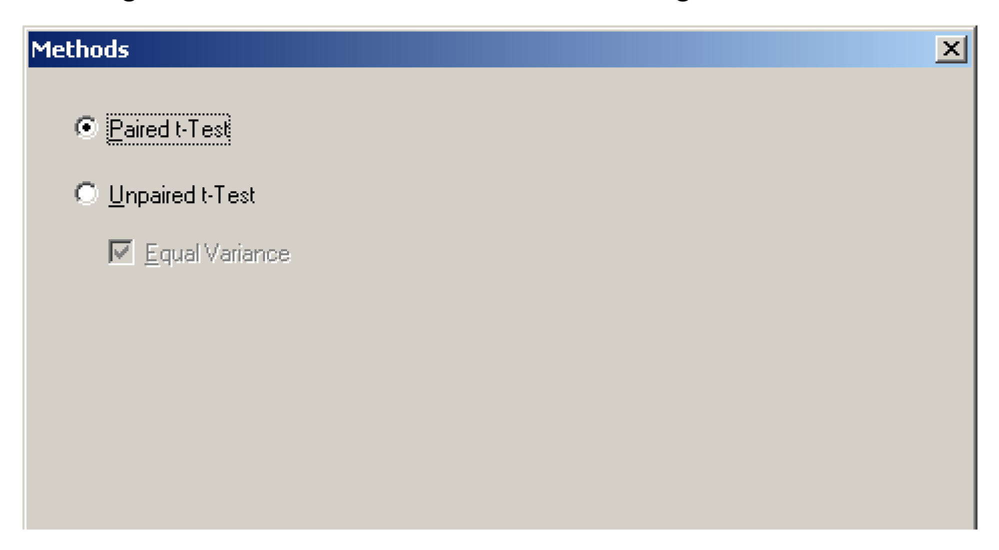


Abbildung 10-56: Eingangsdialog des t-Tests

Im Eingangsdialog können Sie zwischen dem gepaarten und ungepaarten t-Test wählen, wobei Sie für den ungepaarten t-Test darüber hinaus auch noch wählen können, ob Gleichheit der Varianzen zwischen beiden Vergleichsgruppen angenommen werden soll. Da dies eine in der EEG-Forschung übliche Annahme ist, ist diese Option standardmäßig angewählt. Ist Ihnen jedoch bekannt, dass diese Annahme nicht zutrifft, deselektieren Sie diese Option. Bitte beachten Sie, dass im t-Testmodul kein F-Test auf Gleichheit der Varianzen durchgeführt wird. Bei Auswahl dieser Option wird lediglich mit der für Varianzungleichheit korrigierten Formel gerechnet.

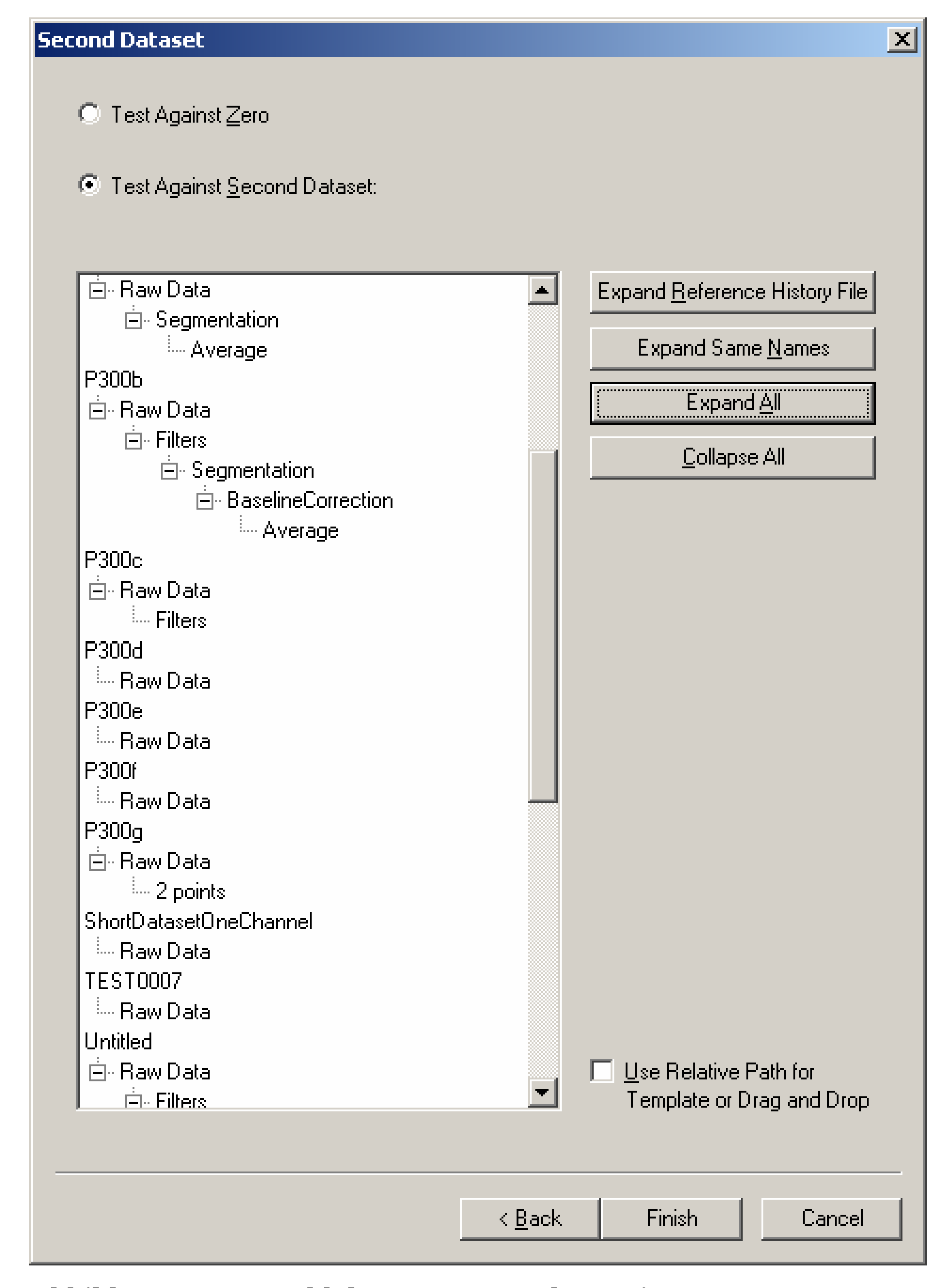


Abbildung 10-57: Wahl des t-Test Typs des zweiten Datensatzes

Haben Sie beim Eingangsdialog den gepaarten t-Test angewählt, so bietet Ihnen die zweite Dialog-Seite die Wahl zwischen einem regulären gepaarten t-Test oder einem Einstichproben-t-Test, der einen Sonderfall des gepaarten t-Tests darstellt. Hierbei wird getestet, ob sich die Werte bedeutsam von Null unterscheiden.

Falls Sie jedoch Ihren gepaarten t-Test gegen einen Referenzknoten durchführen wollen, können Sie diesen aus dem Fenster mit der Darstellung der vorhandenen History-Dateien auswählen.

Darüber hinaus können sie durch Anwählen der Option "Use Relative Path for Template or Drag and Drop" noch bestimmen, ob der Vergleichsknoten relativ zum Referenzknoten bestimmt und gespeichert werden soll. Hierdurch können Sie z.B. bei der Ausführung von

History-Vorlagen für jede History-Datei den gleichen t-Test durchführen, ohne die Vergleichsdatensätze jedes Mal explizit spezifizieren zu müssen. Bitte beachten Sie jedoch, dass diese Option nur für Vergleichsknoten zur Verfügung steht, die in der gleichen History-Datei, wie der Referenzknoten liegen. Sie erkennen dies auch daran, dass bei Wahl dieser Option alle History-Dateien bis auf Ihre aktuelle aus der Liste der verfügbaren History-Dateien entfernt werden.

Haben Sie beim Eingangsdialog den ungepaarten t-Test angewählt, so bietet Ihnen die nächste Dialog-Seite prinzipiell die gleichen Optionen wie beim gepaarten t-Test. Lediglich die Option eines Tests gegen Null (Einstichproben-t-Test) steht hier nicht zur Verfügung.

Je nachdem, ob Sie einen gepaarten, ungepaarten oder Einstichproben-t-Test angewählt haben, werden alle notwendigen Berechnungsschritte wie z.B. die Differenzbildung über alle Segmente hinweg beim gepaarten t-Test für segmentierte Daten, durchgeführt, ebenso die Mittelung der Differenzen und die Berechnung der t-Werte.

10.1.31. Wavelets

Die Wavelet-Transformation stellt ebenso wie die Fourier-Transformation ein Verfahren zur Frequenzanalyse eines Signals dar. Der wesentliche Unterschied zwischen beiden Verfahren ist jedoch, dass die Fourier-Transformation als Basisfunktionen die Kreisfunktionen benutzt, die Werte also über Sinus/Kosinus-Funktionen errechnet werden, während die Wavelet-Transformation kurze Wellenform-Ausschnitte, also Funktionen, deren Eigenschaften an bestimmte Problemstellungen angepasst werden können, benutzt. Im Unterschied zur FFT ist es deshalb mit der Wavelet-Transformation auch möglich, lokale Frequenzeigenschaften zu analysieren.

Ein Beispiel soll diesen Unterschied erläutern:

Die Frequenzauflösung, also die Genauigkeit, mit der man Aussagen über die Ausprägung des Signalinhalts bei bestimmten Frequenzen machen kann, ist bei der FFT mit 1/T (T = Segmentlänge in Datenpunkten) direkt abhängig von der Länge der EEG-Strecken, die in die FFT-Analyse eingehen. Um eine Aussagegenauigkeit von 1 Hz Frequenzauflösung zu erhalten benötigt man also – im Übrigen unabhängig von der Abtastfrequenz – EEG-Strecken von genau einer Sekunde.

Genau hier beginnt das analytische Problem: Oftmals spielt sich die eigentlich interessierende kortikale Aktivierung in einem zeitlich recht eng umschriebenen Bereich um den Zeitpunkt der Stimulation herum ab. Ein Beispiel hierfür wäre die Untersuchung der Veränderungen im Deltabereich direkt nach elektrischer Schmerzstimulation. Hier finden sich die interessierenden Veränderungen innerhalb der ersten 250 ms nach der Stimulation. Soll nun mit einer Frequenzauflösung von 1 Hz FFT-analysiert werden, müssen jedoch 1000 ms in die FFT-Analyse eingehen, so dass in die Analyse vier mal so viel Daten eingehen, wie nötig wären und darüber hinaus die Power im Deltaband natürlich auch für diese eigentlich überflüssigen Daten berechnet wird, was die Ergebnisse zwangsläufig verfälscht.

Ein weiterer Punkt, der sich hieraus ergibt, ist die Tatsache, dass der Frequenzgehalt des hier eigentlich interessierenden Frequenzbereichs (z.B. Delta) bei unserem Beispiel offensichtlich **nicht** über die gesamte FFT-Analysestrecke hinweg in gleichem Maße vorhanden ist. Gleiches gilt für alle anderen im EEG vorkommenden Signalanteile. Ein Signal, in dem die Frequenzanteile über die Zeit hinweg variieren, nennt man **nicht stationär**.

Da jedoch bei der FFT die Frequenzauflösung direkt an die Anzahl der eingehenden Datenpunkte gekoppelt ist, ist es schlicht nicht möglich, eine Aussage über die Veränderungen der spektralen Zusammensetzung des Signals in Zeitabschnitten zu machen, die kleiner sind, als durch die Frequenzauflösung vorgegeben. Ist das Signal innerhalb der analysierten Segmente zudem nicht stationär, so lässt sich auch diese zeitliche Variation des Signals mit der FFT nicht abbilden.

Hier kommt nun die Wavelet-Analyse ins Spiel: Die Wavelet-Transformation berechnet die Übereinstimmung des EEG-Signals mit dem verwendeten Wavelet über den gesamten zeitlichen Verlauf des EEG-Signals und für verschiedene Frequenzbereiche. Entscheidend ist hierbei, dass nach der Wavelet-Transformation für jeden Zeitpunkt in der Zeit-Domäne auch je ein Wavelet-Wert pro Zeitpunkt und Frequenzbereich vorliegt. Für unser obiges Beispiel

würde dies bedeuten, dass nach der Wavelet-Transformation auch für das Deltaband eine Verlaufskurve der Aktivität über die Zeit vorliegen würde.

Die Wavelet-Transformation erlaubt also als wesentlicher Unterschied zur FFT auch die Untersuchung der Veränderungen des spektralen Gehaltes von EEG-Signalen im Zeitverlauf.

Prinzipiell kann hierbei zwischen diskreter und kontinuierlicher Wavelet-Transformation unterschieden werden.

Diskrete Wavelet-Transformation (DWT)

Die diskrete Wavelet-Transformation ist eigentlich ein Spezialfall der kontinuierlichen Wavelet-Transformation (CWT), soll hier aber dennoch zuerst behandelt werden, da sie aufgrund ihres einfachen Algorithmus und der damit verbundenen hohen Analysegeschwindigkeit in der EEG-Forschung bereits weite Verbreitung gefunden hat.

Die diskrete Wavelet-Transformation basiert im Wesentlichen auf einem Verfahren, das „Subband-Coding“ genannt wird. Bei diesem Verfahren wird das interessierende Signal mit zwei möglichst perfekten Halbband-Filtern gefiltert, wobei der eine Filter die Frequenzkomponenten oberhalb der Hälfte des verfügbaren Frequenzbandes (Nyquist-Frequenz) filtert (Tiefpass) und der andere symmetrisch die Frequenzkomponenten unterhalb der halben Nyquist-Frequenz.

Da das resultierende Signal des Tiefpass-Filters nunmehr nur noch Frequenzen bis zur halben Nyquist enthält, aber noch seine volle Streckenlänge behalten hat, ist die Hälfte der Daten zwangsläufig redundant (Nyquist’s Gesetz) und wird durch Subsampling, also durch einfaches Löschen jedes zweiten Datenpunktes eliminiert. Durch diesen Verarbeitungsschritt halbiert sich die zeitliche Auflösung des Signals, da jetzt das gesamte Signal mit der Hälfte der Datenpunkte charakterisiert wird. Gleichzeitig repräsentiert jetzt aber auch die Hälfte der Datenpunkte den gesamten Frequenzgehalt des Signals, die Frequenzauflösung ist also verdoppelt. Dieser Prozess einer steten Halbierung der Zeitauflösung und einer Verdoppelung der Frequenzauflösung wird als Subband-Coding bezeichnet.

Dieses Subband-Coding wird nun so lange wiederholt, wie interessierende Frequenzanteile extrahiert werden sollen und bei jedem Schritt resultieren Wavelet-Daten, die der zeitlichen Zusammensetzung der jeweiligen Frequenzanteile in den Ursprungsdaten entsprechen.

Letztlich resultiert hieraus ein Koeffizientensatz, der für alle geforderten Subband-Coding-Schritte, also für alle gewünschten Frequenzbereiche den jeweiligen Zeit-Frequenzverlauf beinhaltet.

Eine offensichtliche Einschränkung dieses Verfahrens ist die Unmöglichkeit zu untersuchen, welches Zeit-Frequenzverhalten ein Signal bei einer ganz bestimmten Frequenz aufweist, da ja bei der DWT das Ursprungssignal immer wieder in Halbfrequenzbereiche, zwingend beginnend bei der Nyquist-Frequenz zerlegt wird. Eine Zeit-Frequenzanalyse speziell für z.B. 32 Hz lässt sich so natürlich nicht realisieren.

Bei einem Signal mit einer Abtastrate von 256 Hz lassen sich jedoch genaue Zeit-Frequenzaussagen für die Frequenzbereiche 64-128 Hz, 32-64 Hz, 16-32 Hz, 8-16 Hz, 4-8

Hz, 2-4 Hz und 1-2 Hz machen. Auch eine Kumulation der Resultatwerte ist möglich, so dass z.B. die Analyse des Deltabandes im Zeit-Frequenzverlauf machbar ist.

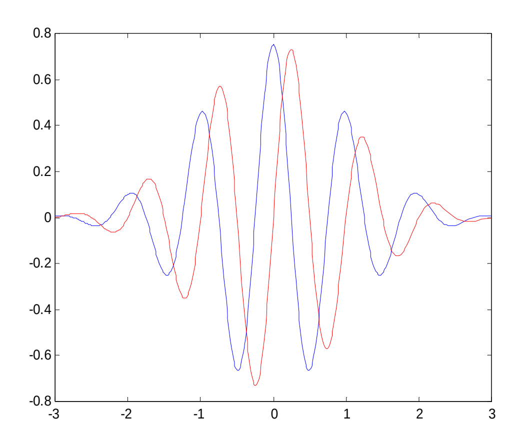
Ein weiterer Vorteil, der die DWT gegenüber der CWT oftmals als Methode der Wahl im EEG-Feld erscheinen lässt, ist die Einfachheit mit der die Wavelet-Koeffizienten in die Zeit-Domäne zurückgewandelt werden können. Dies ist möglich, da die verwendeten Filter orthonormale Basen darstellen und somit eine Rücktransformation einfach realisierbar ist. Die diskrete Wavelet Transformation kann also auch zur Wavelet-basierten Filterung der Daten verwendet werden.

Kontinuierliche Wavelet-Transformation (CWT)

Die kontinuierliche Wavelet-Transformation erlaubt genau an den Punkten entscheidend mehr Möglichkeiten, an denen die eigentlich sehr elegante DWT limitiert ist. Sie erlaubt eine Spezifikation der zu untersuchenden Frequenzbänder und ihrer Auflösung und sie bietet mehr Möglichkeiten bei der Wahl der zugrunde liegenden Filter (Mother-Wavelets, s.u.).

Die CWT arbeitet im Gegensatz zur DWT nicht mit Halbband-Filtern, sondern mit so genannten Mother-Wavelets. Dies sind kurze Signalabschnitte, die auf der Basis von zugrunde liegenden Funktionen so geformt sind, dass sie bei filternder Anwendung auf die Rohdaten bestimmte Signalcharakteristiken im Zeit-Frequenzraum möglichst genau abbilden. Auch hier findet also eine Filterung oder Faltung statt, jedoch mit einer spezifischen Filter-charakteristik für das interessierende Signal.

Die beiden am häufigsten verwendeten Mother-Wavelets in der CWT sind das „Mexican Hat" Wavelet und das „Morlet" Wavelet, die unten abgebildet sind.



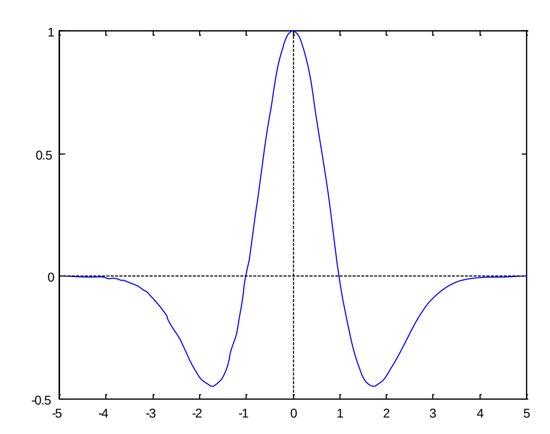


Abbildung 10-58: Die Graphen des komplexen Morlet- (links) und des Mexican-Hat-Wavelets (rechts)

Das komplexe Morlet-Wavelet, auch modulierte Gauß-Funktion genannt, ist gegeben durch die Formel:

$$\psi(t) = Ae^{-t^2/2} e^{i2\pi ct}$$

Der Faktor *A* dient dabei zur Normierung. Der Parameter *c* ist eine spezielle Eigenschaft des Morlet-Wavelets. Mit ihm kann die Anzahl der Schwingungen des Wavelets und damit die Filterbreite im Frequenzbereich variiert werden

Das reelle Morlet-Wavelet besteht aus dem Realteil der komplexen Funktion.

Die Formel des Mexican Hat-Wavelets lautet

$$\psi(t) = A\left(1 - t^2\right)e^{-t^2/2} .$$

Aus der obigen Abbildung wird auch leicht ersichtlich, warum das Mexican-Hat-Wavelet seinen Namen trägt, denn es hat grob die Form eines mexikanischen Hutes, eines Sombrero.

Wie filtern nun die beiden Wavelets die Rohdaten? – In einem ersten Schritt wird das Mother-Wavelet sukzessive über die Rohdaten „geschoben" (Translation) und für jeden Punkt in den Rohdaten ein Skalarprodukt mit allen Punkten im Wavelet errechnet. Daraus resultiert eine Filterung der Daten mit dem Wavelet oder – je nach Betrachtung – es wird quasi eine Korrelationsfunktion des Wavelets mit den Daten in der Zeit-Domäne errechnet. Der resultierende Wavelet-Vektor stellt also eine Art Punkt-für-Punkt Korrelation der Rohdaten mit dem Wavelet dar.

Hier wird auch klar, warum bei diesem Vorgehen die Wahl eines für die gewünschte Analyse geeigneten Mother-Wavelets wichtig ist. Beide oben abgebildeten Wavelets werden genau an solchen Rohdatenpunkten oder vielmehr –strecken hohe Korrelation zeigen, die der Zeit-Frequenzcharakteristik des Wavelets entsprechen, hier also bei lokalen, recht steilen Anstiegen mit einer bestimmten Zeit-Spannungscharakteristik.

Wie lassen sich hiermit nun aber verschiedene Frequenzbereiche analysieren? – An dieser Stelle zeigt sich die Verwandtheit der CWT mit der DWT. Nach diesem ersten Analyseschritt des Wavelets mit allen Punkten im Rohdatensatz wird das Wavelet um einen kleinen Betrag verbreitert, oder auch „skaliert". Deshalb spricht man bei der CWT auch nicht von Frequenzen, sondern von „Skalen" und das Mother-Wavelet hat eine Skala von s=1. Eine Verbreiterung des Wavelets bedeutet aber natürlich, dass bei erneuter Durchführung der Filterung der Daten mit dem Wavelet andere, langsamere Frequenzanteile zu einer höheren Korrelation der Rohdaten mit dem Wavelet führen.

Dieser Vorgang wird nun für das gesamte gewünschte Frequenzband und die angeforderte Anzahl von Skalen durchgeführt, wobei zu jeder Skala ein Vektor von Wavelet-Koeffizienten berechnet wird, der für die entsprechende Skala das Zeit-Frequenzverhalten des Rohsignals beinhaltet.

Da die Veränderung des Wavelets bei der CWT jedoch nicht als Veränderung der Wavelet-Frequenz, sondern als Veränderung der Wavelet-Skala bezeichnet wird, heißt die Abbildung der zeitlichen Datenstrecke gegen die sukzessive verlangsamten Frequenzgehalte „Skalogramm". Natürlich lassen sich die Skalen der Wavelet-Berechnung für die Darstellung auch wieder in korrespondierende Frequenzbereiche umrechnen, so dass die Wavelet-Ergebnisse im Analyzer wieder in einem Zeit-Frequenz-Diagramm dargestellt werden können.

Wichtig ist, dass wir aufgrund der Skalierung des Mother-Wavelets bei der CWT genau wie bei der DWT eine Wechselwirkung zwischen Zeit- und Frequenzauflösung haben. Bei niedrigeren Skalen-Werten, also bei der Analyse höherer Frequenzen haben die resultierenden Wavelet-Koeffizienten eine gute zeitliche Auflösung denen eine schlechte Frequenzauflösung gegenübersteht. - Bei höheren Skalen, also bei der Analyse niedrigerer Frequenzen bekommen wir hingegen Wavelet-Koeffizienten mit einer guten Frequenzauflösung, aber mit einer schlechten Zeitauflösung.

Weitere Informationen zur Wavelet-Analyse finden sich beispielsweise in Louis / Maaß / Rieder, Wavelets, Teubner Studienbücher, ISBN 3-519-12094-1, woraus auch der verwendete Algorithmus zur diskreten Wavelet-Transformation stammt.

Praktische Durchführung der Wavelet-Transformation mit dem Analyzer

Im Eingangsdialog der Wavelet-Transformation haben Sie die Wahl zwischen diskreter, invertierbarer diskreter und kontinuierlicher Transformation. Weiterhin können Sie wählen, ob sie die Wavelet-Koeffizienten, deren absolute Beträge oder die Power (Quadrat der absoluten Beträge) ausgegeben bekommen möchten.

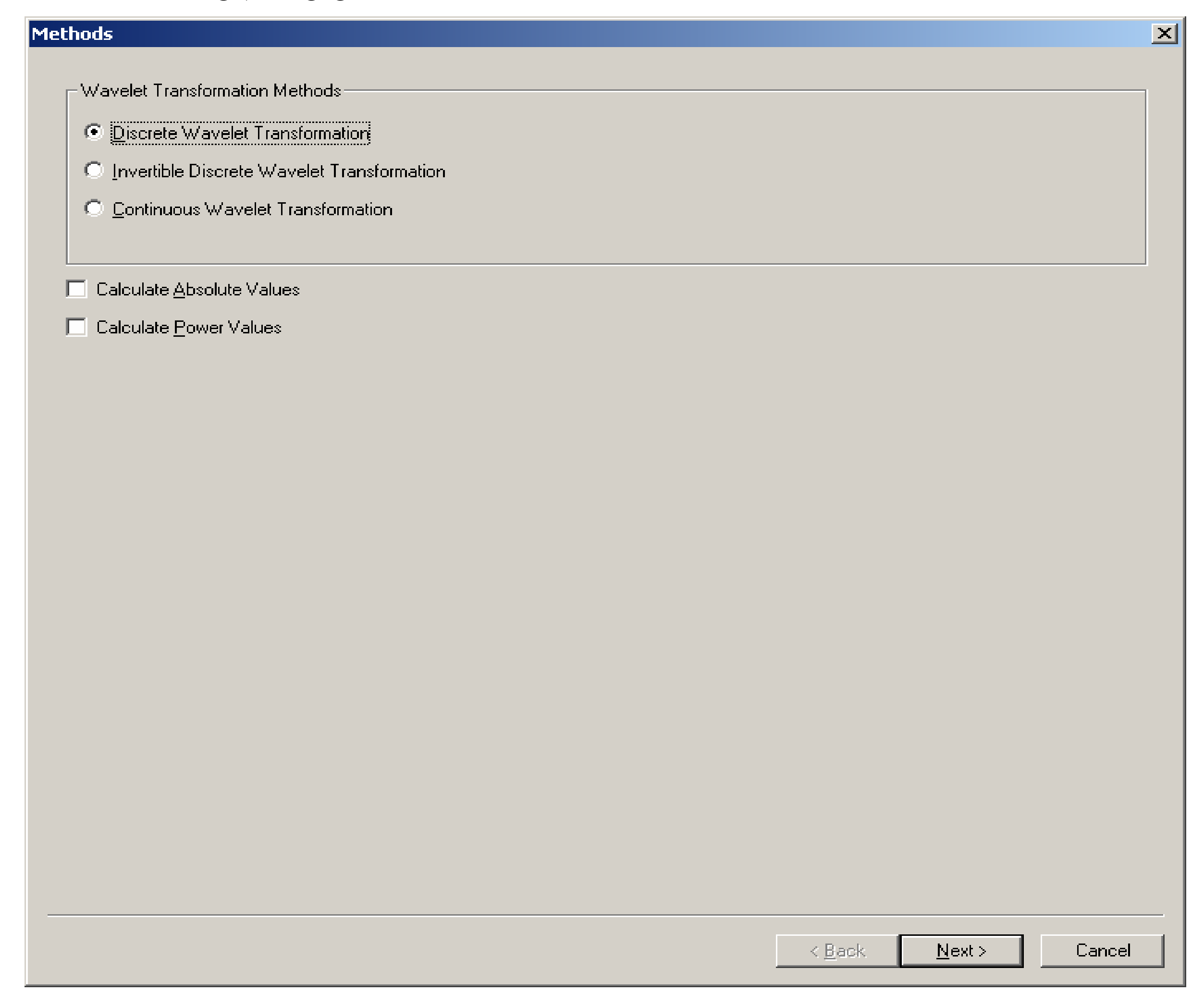


Abbildung 10-59: Eingangsdialog der Wavelet-Transformation

Die Berechnung von absoluten Koeffizientenbeträgen wäre zum Beispiel dann sinnvoll, wenn Sie die aus segmentierten Daten berechneten Wavelet-Koeffizienten mitteln möchten und sich nicht für die Polarität des Ursprungssignals, sondern ausschließlich für seine spektrale Zusammensetzung interessieren. Ein prägnantes Beispiel hierfür ist die Untersuchung des EEG auf induzierte versus evozierte Aktivität in einem Frequenzbereich. Hierbei interessiert bei der induzierten Aktivität nur das absolute Ausmaß der Frequenz-Aktivität, während seine zeitliche (Phase) Lage nicht interessiert. Gerade diese Phasenunterschiede bei Vorliegen von induzierter Aktivität werden jedoch durch die Mittelung der Daten zu einem evozierten Potential eliminiert, so dass die Wavelet-Transformation des evozierten Signals eben auch ausschließlich die evozierte Wavelet-Aktivität enthält. Bei der Berechnung von Powerwerten verhält es sich analog.

Diskrete Wavelet-Transformation

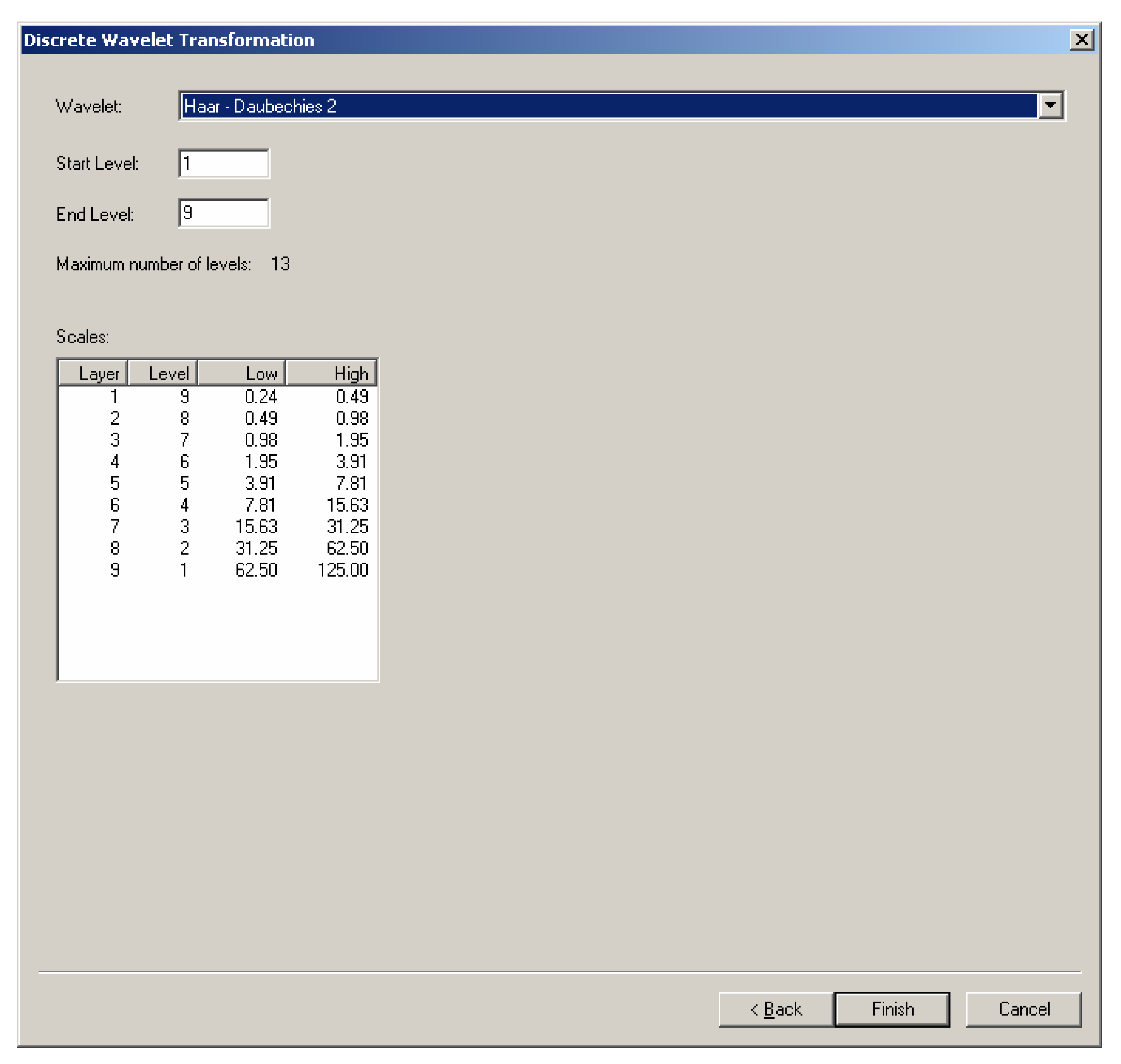


Abbildung 10-60: Eingabeparameter für die diskrete Wavelet-Transformation

Haben Sie die diskrete Transformation gewählt, so führt Sie der "Weiter"-Button zum Dialog der diskreten Wavelet-Transformation. Hier können Sie die Art des Wavelets für die diskrete

Transformation auswählen. Momentan haben Sie die Wahl zwischen dem Haar Wavelet und Daubechies Wavelets verschiedener Filterlänge.

Unter Start Level und End Level können Sie die Stufen der Transformation, also die zu analysierenden Frequenzbereiche angeben. Eine Transformation der Stufe 1 liefert Ihnen hohe Frequenzanteile (zwischen der Hälfte und einem Viertel der Abtastrate) in einer hohen Auflösung, mit höherer Stufe erhalten Sie niederfrequentere Anteile in einer gröberen Auflösung. Die Frequenz halbiert sich dabei von Stufe zu Stufe.

Die diskrete Wavelet-Transformation liefert die transformierten Daten wie die kontinuierliche Wavelet-Transformation auch in Form eines zweidimensionalen Datenfeldes, wobei eine Dimension den Zeitbereich und die andere Dimension den logarithmisch skalierten Frequenzbereich darstellt. Die Datenwerte werden im Analyzer farbkodiert in einem rechteckigen Bereich dargestellt.

Die angegebenen Grenzen sind hier lediglich als Richtwerte anzusehen. Da die diskrete Wavelet-Transformation wie schon erwähnt mit Filtermethoden arbeitet, fallen die Anteile einer Frequenz des EEGs nicht zu 100% in eine Skala (Frequenzschritt) sondern treten auch stark abgeschwächt noch in benachbarten Skalen auf.

Invertierbare diskrete Wavelet Transformation

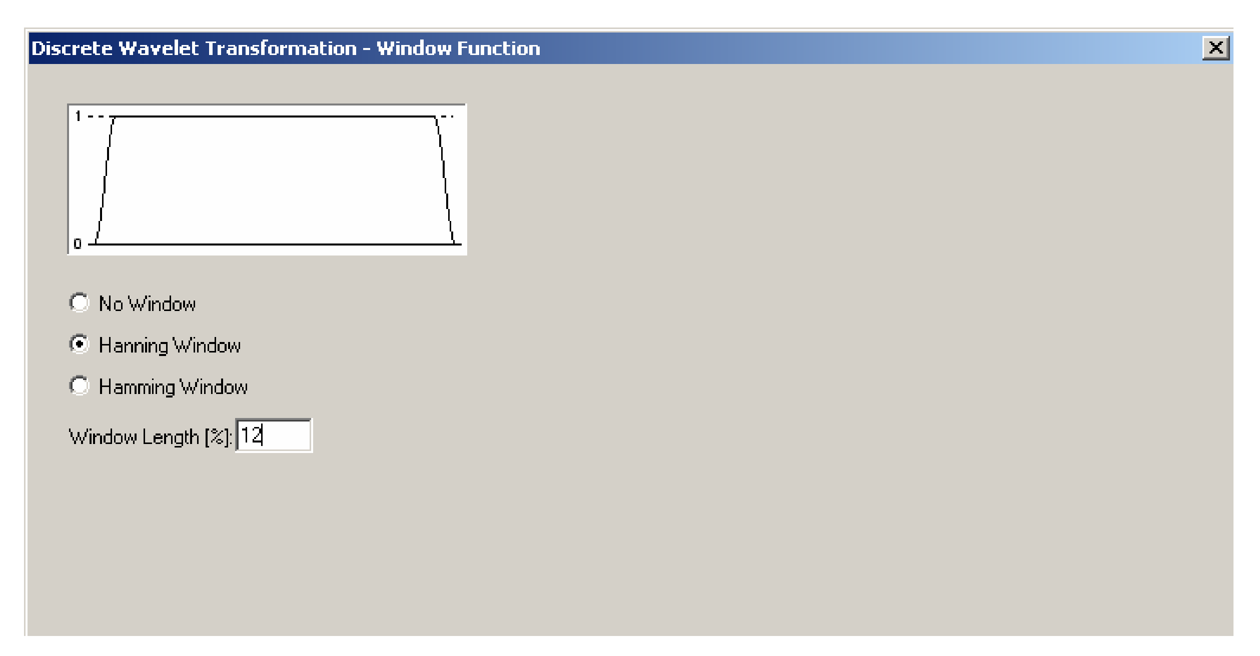
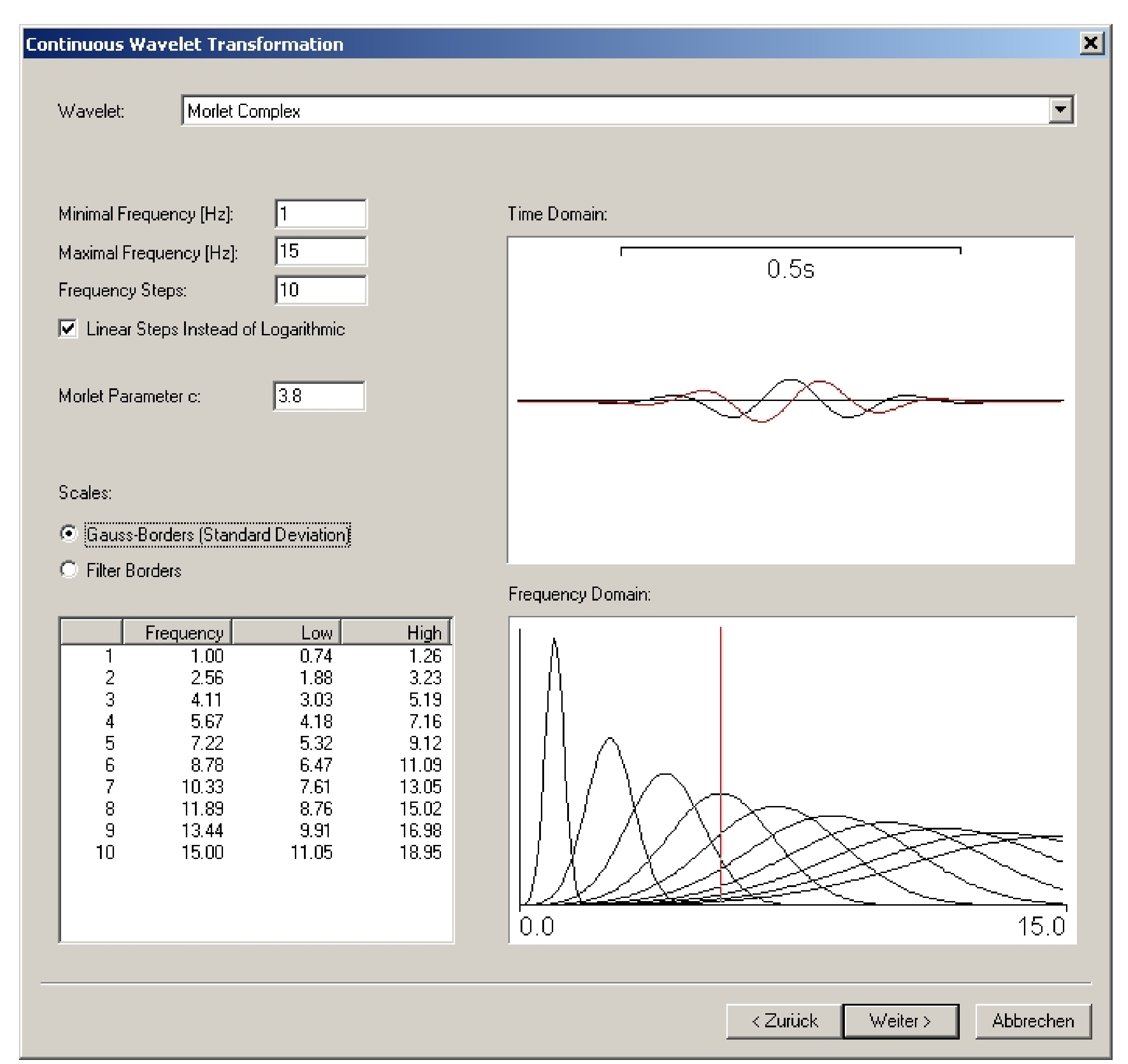


Abbildung 10-61: Fensterfunktion bei der invertierbaren diskreten Wavelet-Transformation

Haben Sie statt der diskreten, die invertierbare diskrete Wavelet-Transformation gewählt, so sollten Sie auf der nachfolgend dargestellten Bildschirmseite eine Fensterfunktion und deren Breite wählen, die vor der Durchführung der Wavelet-Transformation auf die Daten angewandt wird. Der Grund für die Notwendigkeit dieses Verarbeitungsschrittes ist völlig analog zur Notwendigkeit der Anwendung einer Fensterfunktion bei der normalen Spektralanalyse. Wie dort wird auch hier, bei der Wavelet-Analyse mit Datenstrecken von

endlicher Länge gearbeitet, so dass bei der Transformation Diskontinuitäten auftreten würden, die eine vollständige Rücktransformation des Signals unmöglich machen würden.

Kontinuierliche Wavelet-Transformation



	Frequency	Low	High
1	1.00	0.74	1.26
2	2.56	1.88	3.23
3	4.11	3.03	5.19
4	5.67	4.18	7.16
5	7.22	5.32	9.12
6	8.78	6.47	11.09
7	10.33	7.61	13.05
8	11.89	8.76	15.02
9	13.44	9.91	16.98
10	15.00	11.05	18.95

Abbildung 10-62: Dialog der kontinuierlichen Wavelet-Transformation

Bei der kontinuierlichen Wavelet-Transformation können Sie als Basis-Wavelets das Morlet-Wavelet (reell, komplex) und das Mexican-Hat-Wavelet auswählen. Weiterhin können Sie die obere und untere Grenzfrequenz der Berechnung einstellen und festlegen, für wie viele Frequenzschritte die Wavelet-Funktion berechnet werden soll. Für die üblichen Darstellungen des gesamten EEG-Spektrums hat sich eine Anzahl von 40 Frequenzschritten als praktisch erwiesen. Mit steigender Anzahl der Frequenzschritte erhöht sich allerdings zwangsläufig die Verarbeitungszeit, da die Wavelet-Funktion für jeden Frequenzschritt separat berechnet werden muß.

Da sich bei der kontinuierlichen Wavelet-Transformation die von den Skalen (Frequenzschritten) abgedeckten Frequenzbereiche nicht immer leicht erschließen, werden sie im linken unteren Feld zur Orientierung aufgelistet. Verändert man den zu analysierenden Frequenzbereich oder die Anzahl der Frequenzschritte, wird diese Tabelle sofort angepasst.

Wie bei der diskreten Wavelet-Transformation sind auch bei der kontinuierlichen Variante die Grenzen der Skalen lediglich als Richtwerte anzusehen. Tatsächlich verteilt sich eine bestimmte Frequenz durch die Wavelet-Transformation in Form einer mehr oder weniger glockenförmigen Kurve über den Frequenzbereich. Die tatsächliche Form der Kurve hängt vom verwendeten Wavelet ab. Die Angaben im Dialog beziehen sich daher ähnlich wie bei Filtern auf den Bereich, in dem sich die Frequenzen am stärksten auswirken. Aus diesem Grund sind auch Überlappungen der Grenzen in der obenstehenden Abbildung völlig normal. Bei nicht überlappenden Bereichen muss allerdings mit dem Verlust von Information gerechnet werden. In diesem Fall sollte eine größere Anzahl von Skalen gewählt werden.

Da die Frequenzverteilung der Wavelet-Funktion also annähernd gaussförmig ist, werden die Frequenzgrenzen in der obigen Anzeige wahlweise als Gauss- oder Filtergrenzen (68% oder 71% der Signalamplitude bei der Zentralfrequenz des Wavelets) dargestellt. Die nachfolgende Darstellung zeigt diese Grenzen exemplarisch für das Morlet und das Mexican Hat Wavelet.

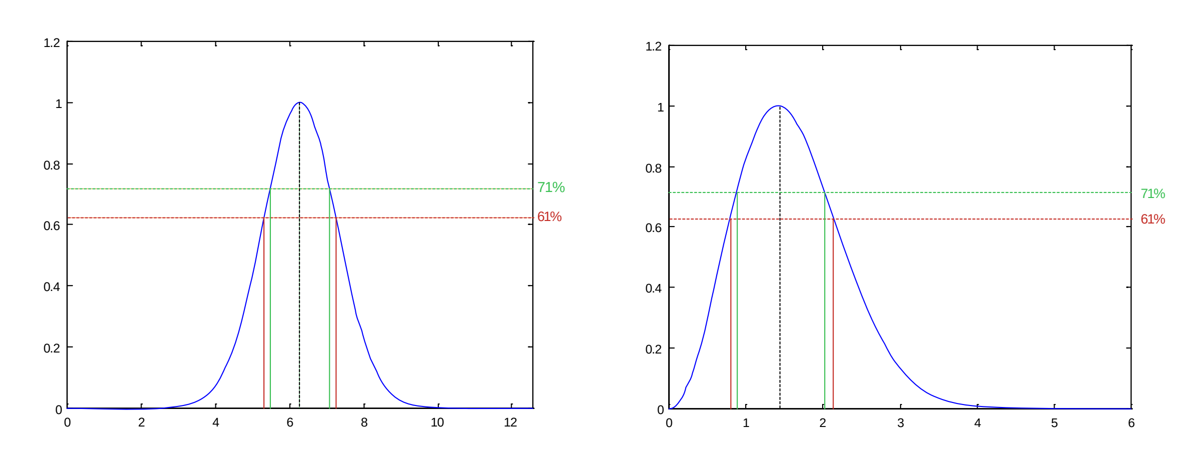


Abbildung 10-63: Filtergrenzen des Morlet (links) und Mexican Hat Wavelet (rechts)

Wie leicht zu erkennen ist, verlaufen die Filtergrenzen des Morlet-Wavelets tatsächlich symmetrisch um die Zentralfrequenz, während die Filtergrenzen des Mexican Hat Wavelets leicht asymmetrisch und linksschief verlaufen. Die Standardabweichung dieser Funktion für das Morlet Wavelet berechnet sich für einen gegebenen Parameter c mit 1/c, woraus folgt, dass das Verhältnis von Frequenz zu Standardabweichung gerade c ist. Das Verhältnis von Filterfrequenz zu halber Filterbreite c’ berechnet sich beim Morlet-Wavelet zu $c' = 1{,}2c$.

Leider ist das Morlet-Wavelet kein Wavelet im Sinne der eigentlichen Wavelet-Definition, weshalb in manchen Artikeln beim Morlet-Wavelet gelegentlich ein *c* von mindestens 5 gefordert wird, um die der Wavelet-Definition wenigstens in Näherung zu gewährleisten und um weitere Regularitätseigenschaften sicherzustellen. Alternativ wird dazu auch manchmal ein Korrekturterm zur zugrundeliegenden e-Funktion hinzuaddiert. In der praktischen Anwendung spielt der genaue Wert von *c* aufgrund der numerischen Berechnung eine eher untergeordnete Rolle. Er kann jedoch dazu dienen, genaue Angaben über die verwendeten Frequenzbänder zu machen:

Nehmen wir beispielsweise ein Morlet-Wavelet mit $c = 5$. An der Filterfrequenz 20Hz ergibt sich somit an den Grenzen 16Hz und 24Hz ein Abfall des Signals auf 61% (Standardabweichung) und an den Grenzen 23,3Hz und 16,7Hz ein Abfall auf 71% (Filterbreite). Insbesondere bedeutet dies aber nicht, dass andere Frequenzen nicht mehr im wavelet-transformierten Signal enthalten sind. Sie sind lediglich entsprechend abgeschwächt, was aus der obigen Grafik leicht ersichtlich ist.

Ändert man im Dialog den Wert für den Parameter *c*, so ändert sich also zwangsläufig auch die Breite der dargestellten Wavelet Frequenzfunktionen und generell gilt auch hier, daß einer steileren Frequenzfunktion eines Wavelets bei gleicher Zentralfrequenz, also mit höher werdendem Parameter c eine schlechtere zeitliche Auflösung gegenübersteht. Man kann dies im Dialog leicht durch Veränderung des Parameters nachvollziehen.

Gleichfalls geht aus dem oben Gesagten auch hervor, daß eine Wavelet-Skala mit einer niedrigen Zentralfrequenz eine absolut gesehen kleinere Standardabweichung in der Frequenzverteilung aufweist, im Gegenzug dazu aber eine vergleichsweise schlechte Zeitauflösung. Dies läßt sich durch Verschieben der senkrechten roten Linie im unteren Frequenzverteilungsdiagramm sehr eindrücklich zeigen, denn mit geringer werdender Frequenz verlängert sich das im oberen Fenster dargestellte Wavelet.

Diese Darstellung ist für die Analyse von EEG-Daten mit Hilfe von Wavelets äußerst nützlich, denn es gilt natürlich, das für die anstehende Analyse optimale Verhältnis von Frequenz- zu Zeitauflösung für die interessierenden Skalen zu finden. Mit Hilfe des Parameters *c* und der beiden Fenster mit der Frequenz- und der Zeitauflösung der resultierenden Wavelets ist dies einfach möglich.

Die für Wavelet-Analysen über Frequenzbereiche „natürliche“ Anordnung der Zentralfrequenzen der Skalen zwischen dem unteren und dem oberen Ende des Frequenzbandes ist logarithmisch und entspricht somit der dyadischen Funktion der diskretisierten kontinuierlichen Wavelet-Funktion, die hier zur Anwendung kommt.

Allerdings ist eine komplette Abdeckung des Frequenzbandes zwischen dem unteren und oberen Bandende oftmals gar nicht gewünscht, sondern eine gleichmäßig lineare Abtastung des Spektrums. Dies kann mit der Option „Linear Steps instead of Logarithmic“ erreicht werden. Ein Frequenzband von 20 bis 50 Hertz, abgetastet in 7 Schritten würde somit zu sechs Wavelet-Funktionen mit Zentralfrequenzen von 20, 25, 30, 35, 40, 45 und 50 Hertz statt der bei logarithmischer Anordnung geltenden Zentralfrequenzen von 20.0, 23.3, 27.1, 31.6, 36.8, 42.9 und 50 Hertz führen.

Normalisierung und Basislinienkorrektur

Liegen die Daten in segmentierter Form vor, wird vor der Berechnung noch eine weitere Dialog-Seite angezeigt, in der man für die Wavelet-Daten angeben kann, ob die Daten normalisiert werden sollen oder ob eine Baseline-Korrektur der Wavelet-Koeffizienten durchgeführt werden soll.

Wird die Normalisierungsfunktion angewählt, so werden die Wavelet-Koeffizienten im gewählten Bereich für jede Skala (Frequenzschritt) auf eine Summe von 100 normiert, wodurch relative Vergleiche der Aktivitäten zwischen Bedingungen oder Versuchsgruppen möglich werden.

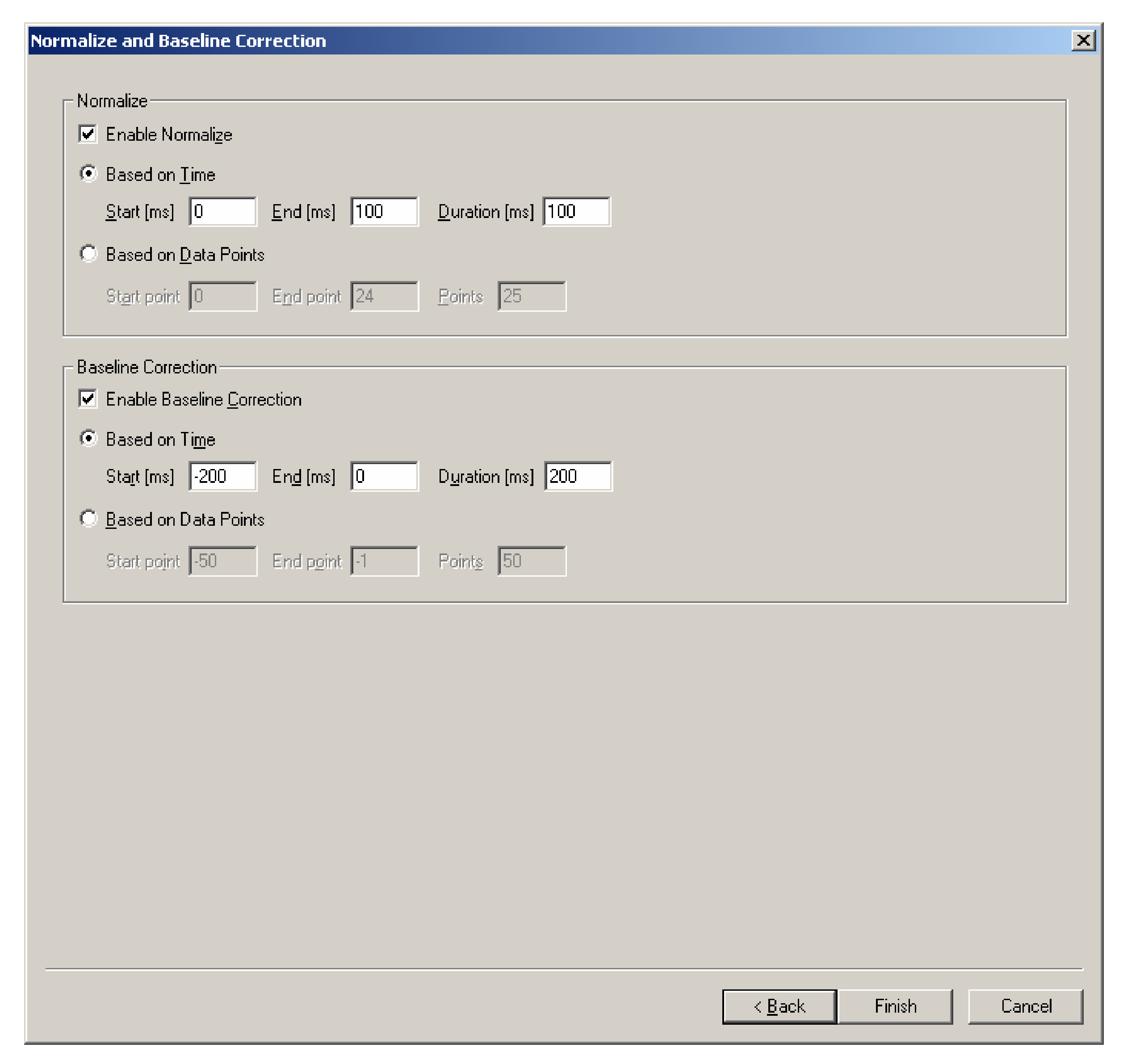


Abbildung 10-64: Normalisierung und Basislinien-Korrektur der Wavelet-Transformation

Bei der Basislinien-Funktion wird für jede Skala einzeln der Mittelwert der Wavelet-Koeffizienten im angegebenen Zeitbereich berechnet und von allen Wavelet-Koeffizienten im Gesamt-Zeitbereich abgezogen. Hierdurch lassen sich analog zur Analyse von zeitbasierten Daten bereits vor der experimentellen Stimulation vorhandene Basislinien-Aktivitäten aus den Daten herausrechnen, um zu stimulus-induzierten Änderungen des Frequenzgehaltes zu kommen.

Bitte beachten Sie, dass die Normalisierungs- und die Basislinien-Funktion zwar gleichzeitig eingesetzt werden können, jedoch nicht über die gleichen Zeitbereiche. Der Grund hierfür ist, dass eine Basislinienfunktion die Summe der Werte im festgelegten Zeitbereich definitionsgemäß auf 0 setzt und eine gleichzeitig durchgeführte Normalisierungsfunktion versuchen würde, diese Summe von 0 als 100% zu definieren, was lediglich aufgrund der endlichen Genauigkeit der numerischen Resultate der Basislinienfunktion dazu führt, dass zwar kein Fehler auftritt, aber völlig unsinnige Werte berechnet würden. Das Modul warnt

deshalb bei Eingabe gleicher Zeitbereiche für die Normalisierungs- und die Basislinienfunktion. Eine Überlappung des Normalisierungs- und des Basislinienbereichs ist hingegen natürlich zulässig und kann auch durchaus sinnvoll sein.

10.1.32. Wavelets / Layer Extraction

Mit diesem Module können Sie einen einzelnen Frequenzbereich (Layer) eines Wavelet-Datensatzes extrahieren um ihn separat weiter zu verarbeiten.Der resultierende Datensatz dieser Transformation ist ein reiner Zeitbereichsdatensatz im Gegensatz zum Zeit/Frequenzbereich der Wavelets.

Die Eingabemöglichkeit beschränkt sich auf die Auswahl eines Layers.

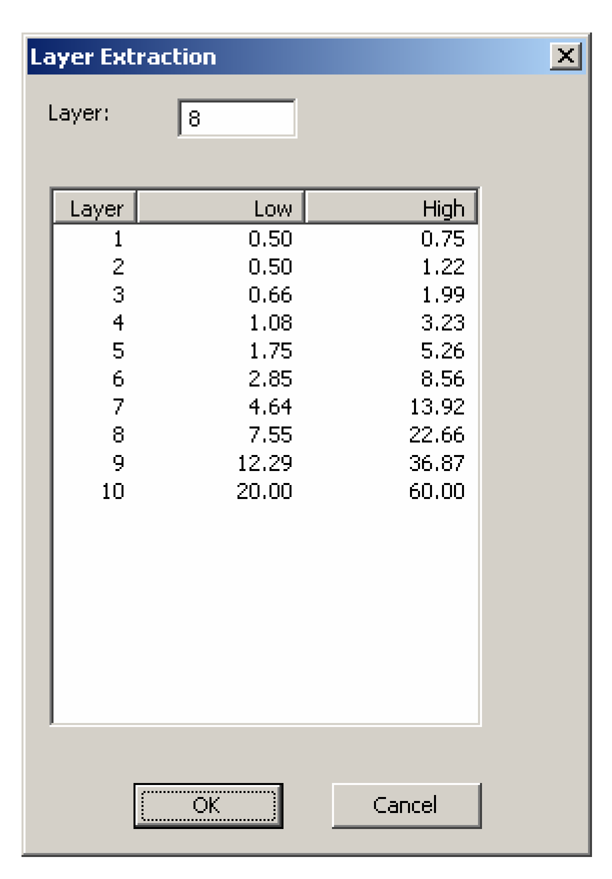


Abbildung 10-65: Auswahldialog eines Layers

10.2. Sekundäre Transformationen

10.2.1. Grand Average

Das Modul erlaubt das Erstellen eines oder mehrerer Grandaverages über verschiedene Averages.

Das Ergebnis wird in sekundären History-Dateien im aktuellen Workspace abgelegt.

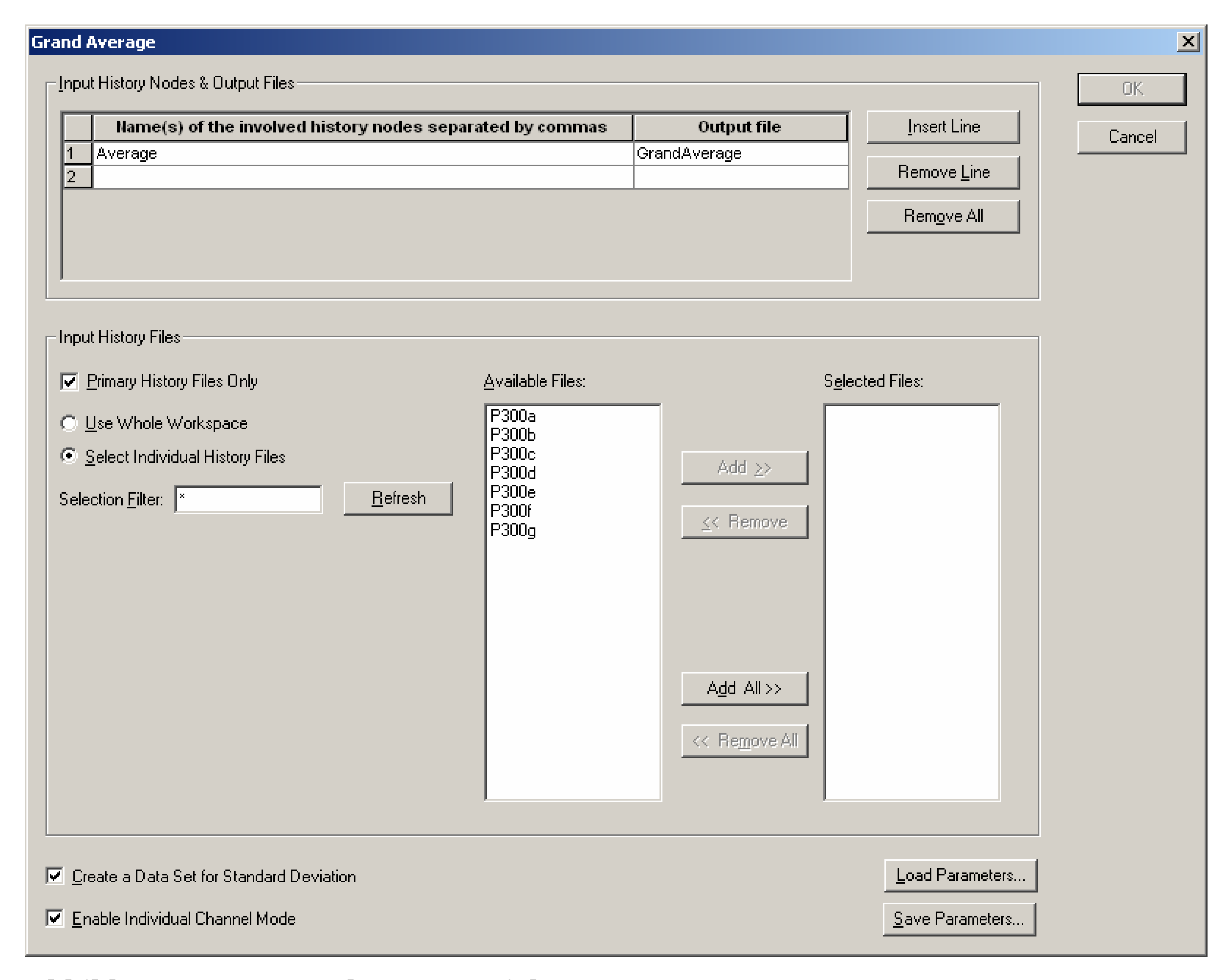


Abbildung 10-66: Grand Average Dialog

Die folgenden Optionen lassen sich im Dialog einstellen:

- "Name of the Involved History Nodes", die Namen der involvierten Datensätze, getrennt durch Komma.
- "Output File", Namen der Ausgabedateien
- "Primary History Files Only", nur primäre History-Dateien
  Die folgende Auswahl lässt sich optional auf primäre History-Dateien einschränken
- "Use Whole Workspace", Aufnahme aller Dateien des Workspace.
- "Select Individual History Files", Auswahl individueller History-Dateien.

- "Selection Filter", Auswahlfilter
  Das Auswahlfilter lässt die Filterung von auswählbaren Dateien nach Namenskriterien zu. Hierbei kommen die Joker "*" für mehrere Zeichen, und "." für ein Zeichen zur Anwendung. Befinden sich z.B. die Dateien "Test1H", "Test2G" und "Hest5" im Workspace, so filtert "Test*" nur die Dateien "Test1H" und "Test2G" aus. Das Filter ".est*" ließe alle drei Dateien durch usw. Nachdem Sie das Filter gesetzt haben, drücken Sie den "Refresh"-Button, um die Auswahl der verfügbaren Dateien aufzufrischen.
- "Available Files" verfügbare Dateien
- "Selected Files", ausgewählte Dateien
- "Ouput File", Ausgabedatei, Name der zu erzeugenden sekundären History-Datei
- "Create a Data Set for Standard Deviation", Erzeugen eines zusätzlichen Datensatzes, der die Standardabweichung enthält.
- "Enable Individual Channel Mode", Einzelkanalmodus
  Eine weitere wichtige Möglichkeit ist der Einzelkanalmodus. Hiermit ist es möglich, auch Datensätze in die Mittelung mit aufzunehmen, bei denen nicht alle Kanäle vorhanden sind. Das Ergebnis ist, dass die Anzahl der Segmente, die in die Mittelung eingehen, für jeden Kanal verschieden sein kann.
- "Load Parameters", Laden der Parameter
  Mit diesem Button können Sie zuvor gespeicherte Einstellungen aus einer Parameter-Datei laden und diese anschließend verwenden oder ändern.
- "Save Parameters", Speichern der Parameter
  Die Einstellungen, die Sie vorgenommen haben, können Sie zur Wiederverwendung in Parameter-Dateien speichern. Bei dieser Option wird Ihnen im Speicher-Dialog noch die Möglichkeit gegeben, neben den anderen Parametern auch die Liste der ausgewählten Dateien mit zu speichern.

Nach Abschluss der Operation erscheinen die neuen Dateien im unteren Bereich des History-Explorers.

10.2.2. PCA (Principal Component Analysis, Hauptkomponentenanalyse)

Die Hauptkomponentenanalyse wird einerseits zur Datenreduktion eingesetzt, sie dient aber auch der Extraktion hypothetischer Größen, die eine Charakterisierung eines Datensatzes erlauben. Die Hauptkomponentenanalyse fasst dabei miteinander kovariierende Variablen eines Datensatzes, die als gemeinsamer Faktor interpretiert werden können, zusammen.

Die Hauptkomponentenanalyse funktioniert nach folgendem Prinzip: Die Variablen eines Datensatzes können entweder als feste Zeitpunkte eines EEGs oder als Kanäle gewählt werden. Bei der Wahl der Variablen als Zeitpunkte nehmen sie in Abhängigkeit des Kanals, des Segmentes und der EEG-Datei verschiedene Werte an. Bei der Wahl der Variablen als Kanäle sind die Werte abhängig von Zeitpunkt, Segment und EEG-Datei. Bei der Hauptkomponentenanalyse wird zunächst die Kovarianzmatrix aller Variablen berechnet. Bezeichnet n die Anzahl der Variablen, so ergibt sich eine nxn-Matrix, aus der sich theoretisch n Faktoren extrahieren lassen würden. In der Praxis beschränkt man sich jedoch auf eine Anzahl, deren Varianz größer als eine bestimmte Schranke ist, um Effekte, wie sie beispielsweise durch Rauschen auftreten, aus der Berechnung herauszuhalten. Bezeichnet man die Anzahl der gewünschten Faktoren mit m, so werden aus der Kovarianzmatrix die m größten Eigenwerte und die dazugehörenden Eigenvektoren berechnet. Aus dem Produkt aus der Wurzel des Eigenwertes und dem Eigenvektor ergeben sich die Faktorenladungen. Aus ihnen wird für jeden Wert einer Variablen die zugehörige Komponente so berechnet, dass die Summe über die Produkte aus Komponente und Faktorenladung den Wert der Variablen optimal annähert.

Diese Art der Zerlegung der Variablen ist jedoch nur eine von vielen Möglichkeiten. Durch die Konstruktion der Ladungen ergibt sich unmittelbar, dass sie orthogonal sind. Eine solche Notwendigkeit ergibt sich jedoch durch physiologische Grundlagen keineswegs. Aus diesem Grund werden die Ergebnisse der Hauptkomponentenanalyse oft noch einer anschließenden Rotation unterzogen, mit der Hoffnung, Daten zu erhalten, die eher den physiologischen Sachverhalten entsprechen. Auf jeden Fall sollten die Ergebnisse der Hauptkomponentenanalyse mit oder ohne Rotation nicht unhinterfragt hingenommen werden, sie sollten vielmehr auf jeden Fall einer persönlichen wissenschaftlichen Inspektion unterworfen werden.

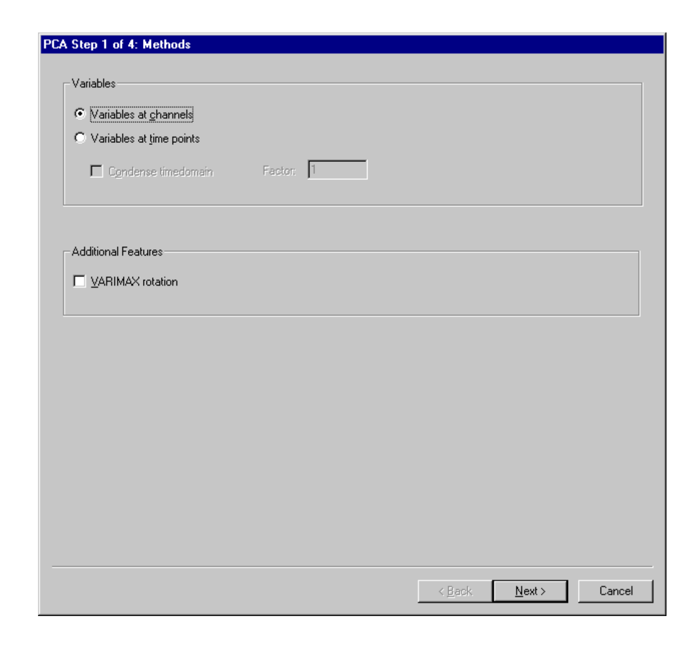
Nähere Informationen zum Verfahren der Hauptkomponentenanalyse und zur anschließenden VARIMAX-Rotation finden sich beispielsweise in

F. Rösler, D. Manzey, *Principal Components and VARIMAX-Rotated Components in Event-Related Potential Research: Some Remarks on Their Interpretation,* Biological Psychology 13 (1981), 3-26.

Das PCA-Modul legt seine Ergebnisse als sekundäre History-Dateien im aktuellen Workspace ab. Nach Aufruf des Moduls führt Sie der PCA-Assistent durch die verschiedenen Eingabemöglichkeiten.

Im ersten Schritt haben Sie die Wahl, ob Sie die Variablen als Zeitpunkte oder als Kanäle definieren möchten. Bei der Definition der Variablen als Zeitpunkte haben Sie außerdem die Möglichkeit, die Anzahl der Variablen durch eine Verdichtung des Zeitbereiches mit einem

festen Faktor zu verringern. Außerdem haben Sie in diesem Schritt die Möglichkeit, die VARIMAX-Rotation ein oder auszuschalten.



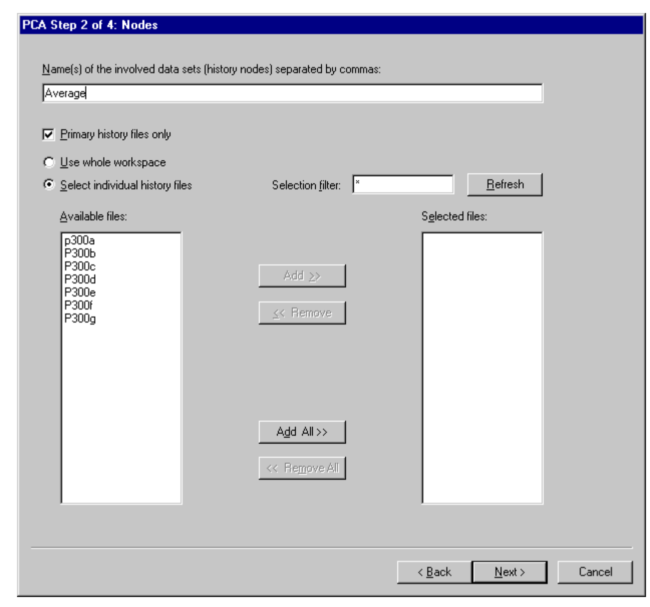
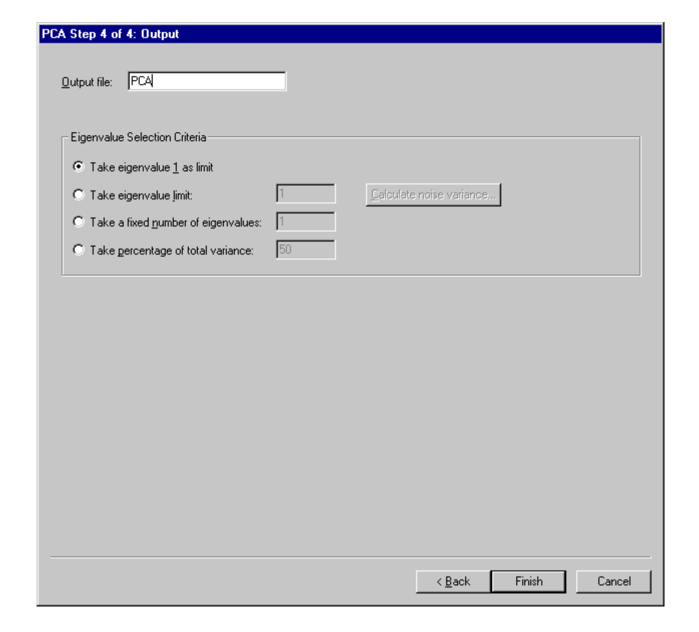


Abbildung 10-67: Erster und zweiter Schritt des PCA-Assistenten



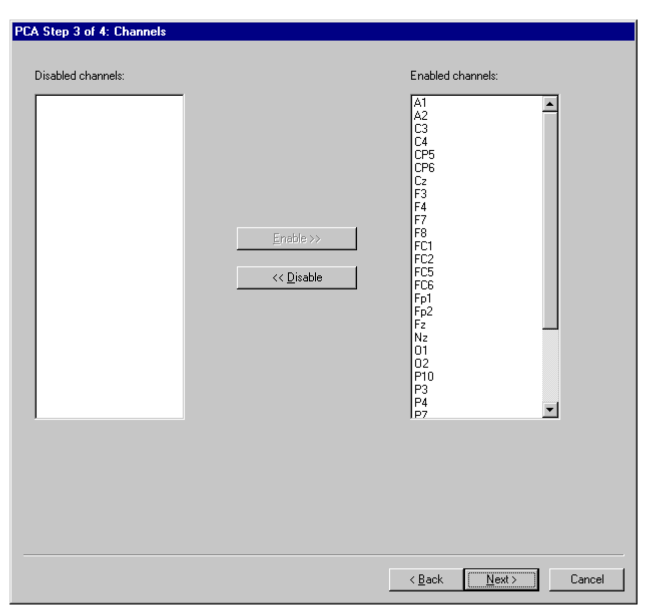


Abbildung 10-68: Dritter und vierter Schritt des PCA-Assistenten

Im zweiten Schritt können sie die History-Dateien und Knoten auswählen, die in die Berechnung der PCA mit einfließen. Im oberen Eingabefeld können Sie die Namen der Knoten durch Kommata getrennt eingeben. Um unteren Bereich können Sie die Dateien auswählen, die für die Berechnung der PCA benutzt werden sollen. Analog wie bei der Berechnung eines Grandaverage haben Sie auch hier die Möglichkeit, die Auswahl auf die primären History-Dateien zu beschränken, sowie bestimmte Dateien durch Wildcards aus der Auswahl herauszufiltern.

Im dritten Schritt haben Sie die Möglichkeit, die Kanäle auszuwählen, die in die PCA-Berechnung einfließen sollen. Sie können an dieser Stelle beispielsweise Augenartefaktkanäle oder Triggerkanäle ausschließen, sofern dies gewünscht ist.

Im vierten Schritt können Sie den Namen des Ausgabeknotens wählen. Außerdem haben Sie hier die Möglichkeit, ein Kriterium zu bestimmen, nach dem die Berechnung der Eigenwerte abgebrochen wird. Die Eigenwerte sind dabei so normiert, dass ihre Summe gerade die Anzahl der Variablen beträgt. Der durchschnittliche Eigenwert hat also die Größe 1. Diese Größe können Sie als Kriterium im ersten Auswahlfeld einstellen. Das bedeutet, dass alle Eigenwerte und dazugehörende Eigenvektoren berechnet werden, die größer als 1 sind.

Im zweiten Auswahlfeld haben Sie die Möglichkeit, eine andere Schranke für den kleinsten zu berechnenden Eigenwert anzugeben. Als Hilfsmittel zur Wahl eines geeigneten Wertes können Sie die Varianz des Rauschens mit dem Knopf "Calculate Noise Variance..." berechnen. Dabei wird die Varianz aller Variablen mit der Varianz der Variablen aus den Prästimulusintervallen verglichen. Man geht hierbei von der Annahme aus, dass sich im Prästimulusintervall nur Rauschen aber kein Signal befindet. Das Verhältnis von Rauschvarianz zu Signalvarianz wird automatisch so umgerechnet, das der resultierende Wert der Eigenwertschranke entspricht, die eingestellt werden muss, um die Faktoren zu berechnen, die dem Signal entsprechen. Durch Drücken des OK-Knopfes in der Ausgabebox des resultierenden Wertes kann dieser Wert direkt in die Auswahlbox des PCA-Assistenten übertragen werden. Da bei der Berechnung alle ausgewählten Knoten einfließen, kann die Berechnung unter Umständen eine Weile dauern. Das Programm hält Sie auf dem Laufenden, welcher Knoten gerade untersucht wird.

Im dritten Auswahlfeld haben Sie die Möglichkeit, eine feste Anzahl von Eigenwerten und damit eine feste Anzahl von Faktoren berechnen zu lassen.

Im vierten Auswahlfeld schließlich besteht die Möglichkeit, so viele Eigenwerte berechnen zu lassen, dass die Summe der Varianzen der berechneten Faktoren gerade eine vorgegebene Prozentzahl der Gesamtvarianz übersteigt.

Sind alle Parameter korrekt eingegeben, so starten Sie die PCA-Berechnung durch Drücken des "Finish"-Knopfes. Es werden zunächst alle ausgewählten Knoten zur Kovarianzmatrixberechnung hinzugefügt und anschließend die Eigenwerte in absteigender Reihenfolge berechnet. Die Berechnung bricht ab, sobald das eingestellte Kriterium erreicht ist.

Die einzelnen Varianzen sowie ihr Verhältnis zur Gesamtvarianz werden für anschließende Betrachtungen in die Operation Infos geschrieben und können dort abgerufen werden.

Als Ergebnis wird eine neue sekundäre History-Datei erzeugt, in welcher die Ladungen als Knoten gespeichert sind. Falls Sie Zeitpunkte als Variablen gewählt haben, sind die Ladungen EEG-Kurven, wobei für jeden Faktor ein neuer Kanal angelegt wird. Haben Sie Kanäle als Variablen gewählt, so entspricht jedem Faktor ein Zeitpunkt und die Kanalnamen werden beibehalten. Die Form des "Loadings"- Knotens ist jedoch lediglich für die Weiterverarbeitung durch andere Module wichtig. Wenn Sie den "Loadings"-Knoten zur Ansicht öffnen wird dazu ein spezieller PCA-View benutzt, der die Daten automatisch in einer geeigneten Form anzeigt. Bei Variablen in den Zeitpunkten wird die Darstellung als Graph und bei Variablen in den Kanälen die Darstellung als Map gewählt. Zusätzlich zu den

Ladungen (gelbes Feld) werden im rechten (blauen) Feld die Komponenten angezeigt. Umgekehrt wie die Ladungen präsentieren sich die Komponenten als Graphen, wenn die Variablen als Kanäle gewählt wurden und als Maps, wenn die Variablen als Zeitpunkte gewählt wurden. In beiden Feldern haben Sie alle Möglichkeiten, die Sie von der Bedienung des Grid- und des Mapping-Views her kennen. Die Einstellungen lassen sich für beide Felder im Dialog ändern, den Sie durch Mausklick auf den "Settings"-Knopf in der Menüleiste des Analyzers erhalten.

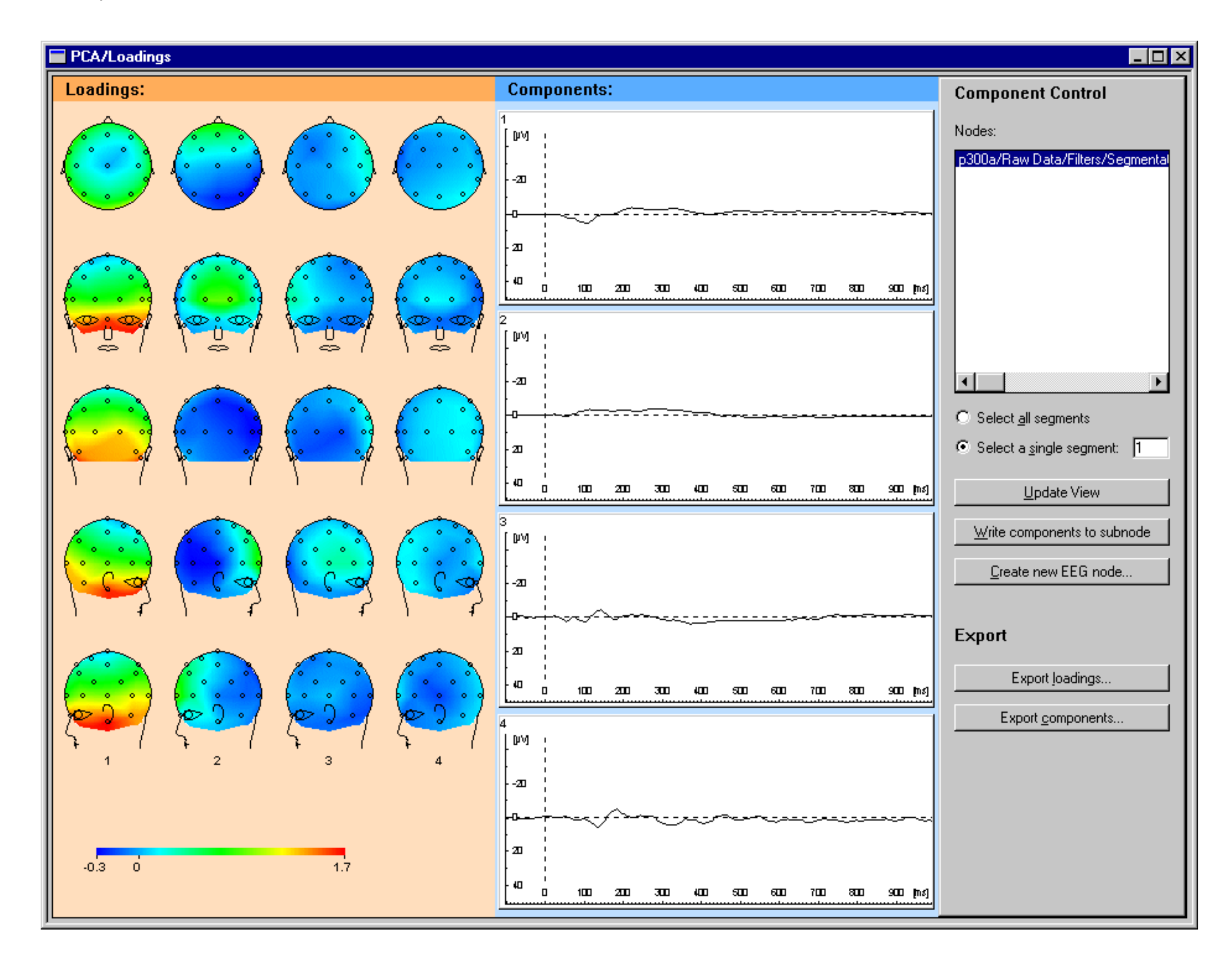


Abbildung 10-69: PCA-View

Da sich je nach Anzahl von Segmenten, Knoten und Dateien eine große Anzahl von Komponenten ergibt, werden nicht alle Komponenten automatisch berechnet und angezeigt. Stattdessen besteht die Möglichkeit, im rechten Dialogfeld Knoten und Segmente auszuwählen, für welche die Komponenten berechnet und angezeigt werden sollen. Ein Klick auf den Knopf "Update View" startet die neue Berechnung und Darstellung. Auf diese Weise können Sie sich gezielt spezielle Komponenten betrachten. Die ausgewählten Komponenten können auch als Unterknoten von "Loadings" in die History-Datei geschrieben werden, um sie später mit anderen Modulen weiterzuverarbeiten. Klicken Sie dazu auf den Knopf "Write Components to Subnode..." und geben Sie im anschließend erscheinenden Eingabedialog den Namen des neuen Knotens an. Es wird zunächst das Komponentenfeld neu berechnet und anschließend ein neuer Knoten mit dem gewünschten Namen erzeugt. Auch hier gilt wie bei den Ladungen, das Graphen als Kanäle gespeichert werden und Maps als Zeitpunkte.

Neben dem Speichern von Komponenten als neue Knoten besteht auch die Möglichkeit, neue EEG-Knoten aus der Kombination von Komponenten und Ladungen zu erzeugen. Benutzen Sie dazu den Knopf "Create New EEG Node". Im anschließend erscheinenden Dialog geben Sie den Namen des Knotens sowie die zu verwendenden Faktoren an. Sie haben die Möglichkeit, alle Faktoren zu benutzen, oder alternativ bestimmte Faktoren auszuklammern. Auch hier werden zunächst die Komponenten neu berechnet und anschließend wird das berechnete EEG als Unterknoten von "Loadings" erzeugt. Als Beispiel für die Erzeugung neuer EEG-Knoten seien hier zwei Anwendungen für diese Möglichkeit genannt:

zeitlich-räumliche Filter: nach Eliminierung von Faktoren, die Rauschen beinhalten, enthält das erzeugte EEG Daten, die räumlich und zeitlich gefiltert sind.

Augenartefaktkorrektur: durch gezieltes Ausklammern von Faktoren, die Augenartefakten entsprechen, enthält das erzeugte EEG korrigierte Daten.

Wenn die mit PCA erzeugten Daten nicht im Analyzer weiterverarbeitet werden sollen, gibt es auch die Möglichkeit, Ladungen und Komponenten zu exportieren. Benutzen Sie dazu die Knöpfe "Export Loadings..." oder "Export Components...". Es erscheint ein Dialog analog zum Generic Data Export. Die Erklärung der Einstellmöglichkeiten finden Sie in der Beschreibung dieser Exportkomponente.

10.3. Transiente Transformationen

10.3.1. 3D-Map

Bei Auswahl dieser Option wird eine dreidimensionale Map erzeugt, die die Spannungsverteilung auf dem Kopf im Zeit- oder Frequenzbereich darstellt.

Um die Map darstellen zu können, braucht das Programm Informationen über die Position der Elektroden. Haben Sie Elektrodennamen nach 10/10 oder 10/20 bei der Aufnahme verwendet, so sollte das Programm über diese Informationen verfügen. Haben Sie allerdings andere Kanalnamen verwendet, so können Sie mit Hilfe der Transformationskomponente "Edit Channels" die korrekten Koordinaten eingeben.

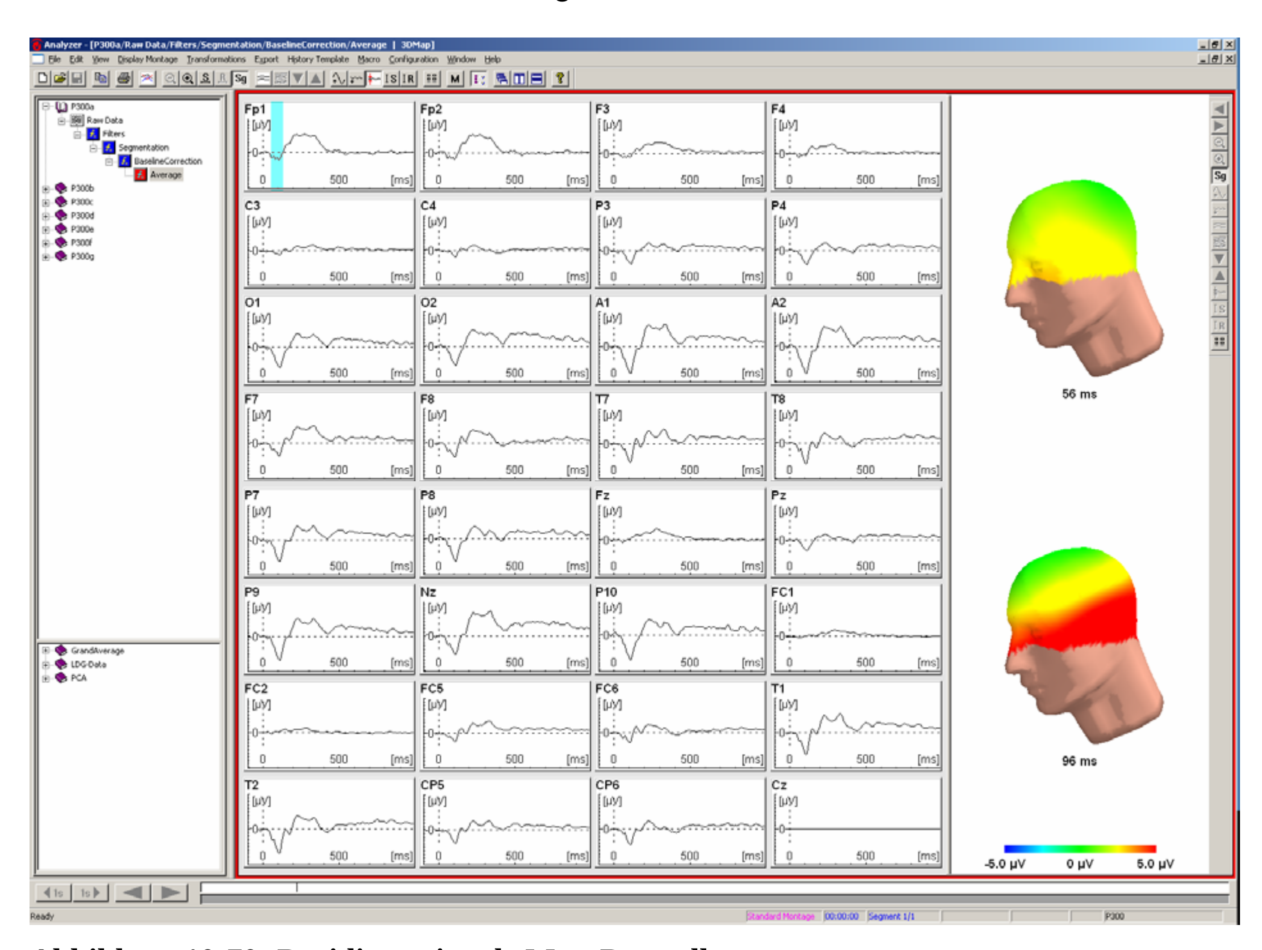


Abbildung 10-70: Dreidimensionale Map-Darstellung

Für weitere Informationen über die 3D-Map beachten Sie bitte auch das Kapitel "Views", Unterkapitel "3D-Mapping-View".

10.3.2. Current Source Density (CSD, Stromquellendichte)

Die CSD wird bereits weiter oben unter den primären Transformationen erläutert. Verwendet man sie als transiente Transformation, so wird die Stromquellendichte mit Hilfe einer Map dargestellt. Hier wird zur Berechnung implizit die Ordnung 4 und der Polynomgrad 10 verwendet. Um das Ergebnis der transienten Transformation optimal darzustellen, sollte hier als Interpolationsmethode der Map immer die Interpolation durch sphärische Splines verwendet werden.

10.3.3. FFT (Fast Fourier Transformation)

Die FFT stellt das Frequenzspektrum des aktuellen Ausschnitts dar. Dabei verwendet sie immer den Standard-View, und die aktuell ausgewählte Montage.

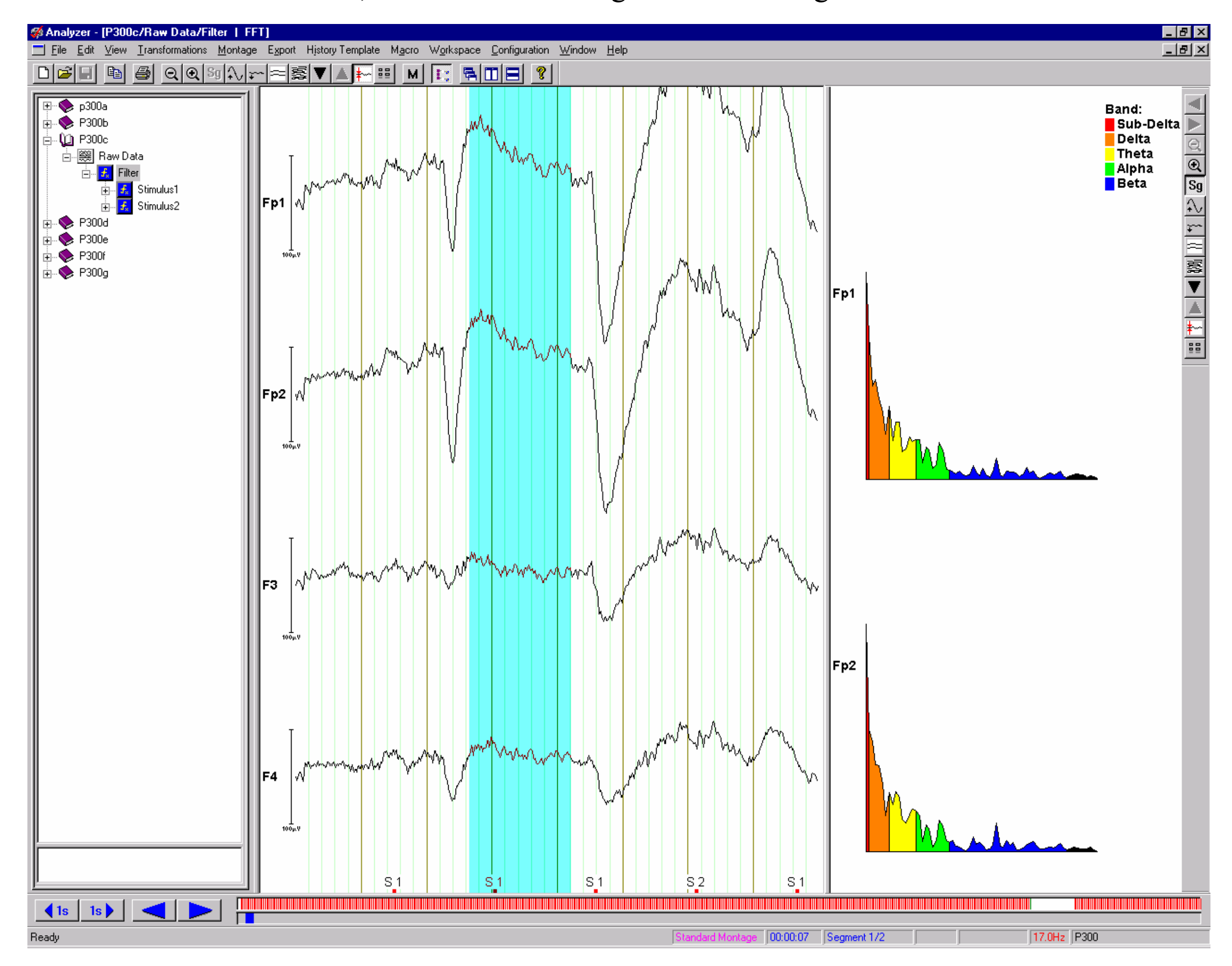


Abbildung 10-71: FFT als transiente Operation

10.3.4. Map

Hier wird eine topographische zweidimensionale Map erzeugt, die die Spannungsverteilung auf dem Kopf im Zeit- oder Frequenzbereich darstellt.

Genauso wie bei der 3D-Map werden auch hier gültige Kopfkoordinaten benötigt, um eine Map darstellen zu können.

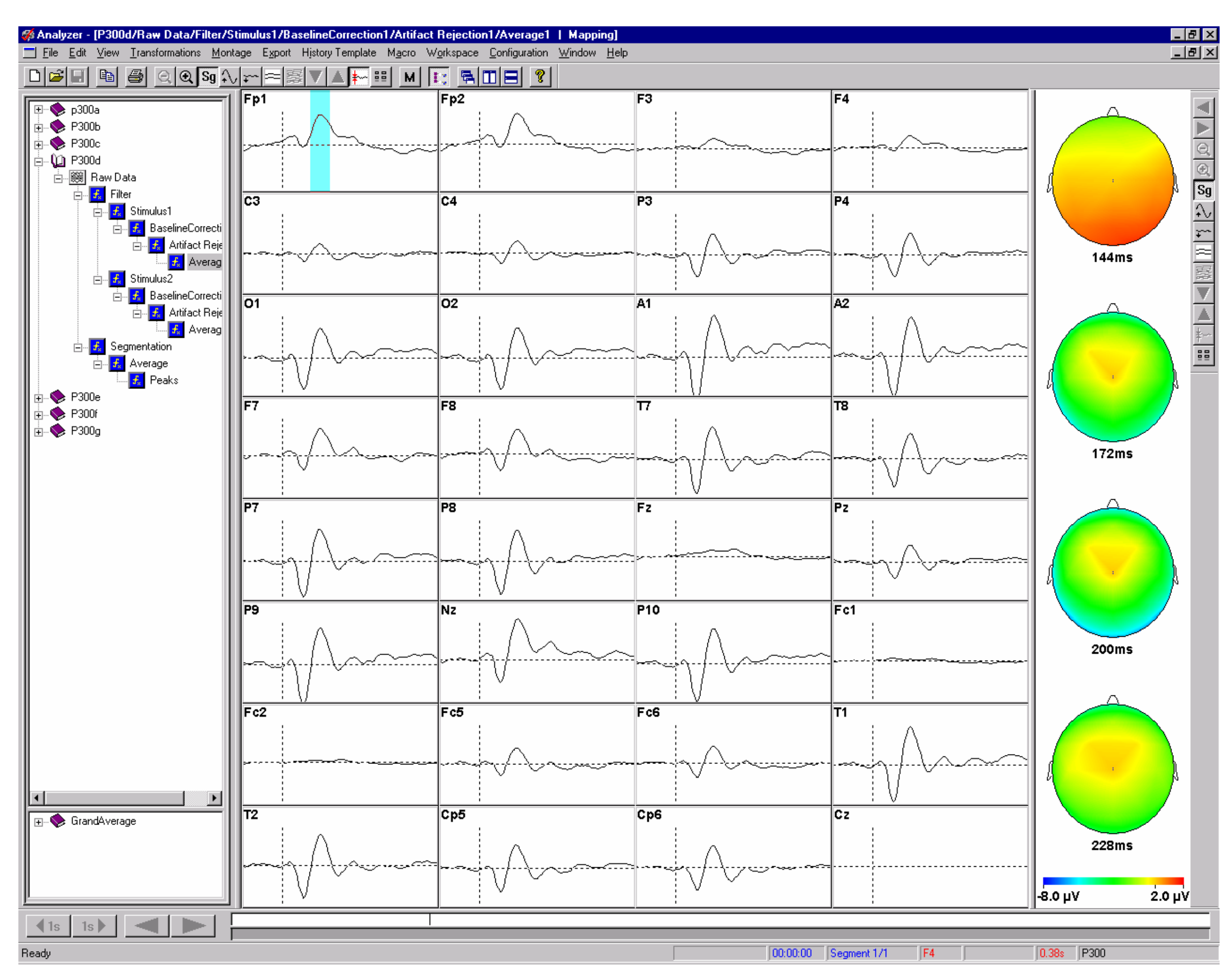


Abbildung 10-72: Zweidimensionale Map-Darstellung

Sie können mit dem folgenden Button auf der rechten senkrechten Werkzeugleiste einen Dialog öffnen, um die Darstellungsparameter der Map zu ändern:

"Set Display Features"

Der Dialog gibt Ihnen die gleichen Einstellungsmöglichkeiten, wie sie schon im Kapitel "Views", Unterkapitel "Mapping-View" beschrieben sind.

10.3.5. Zoom

Der Zoom stellt den aktuellen Ausschnitt vergrößert dar. Dabei verwendet er immer den Standard-View, und die aktuell ausgewählte Montage.

Der Zoom steht nur im Zeitbereich zur Verfügung.

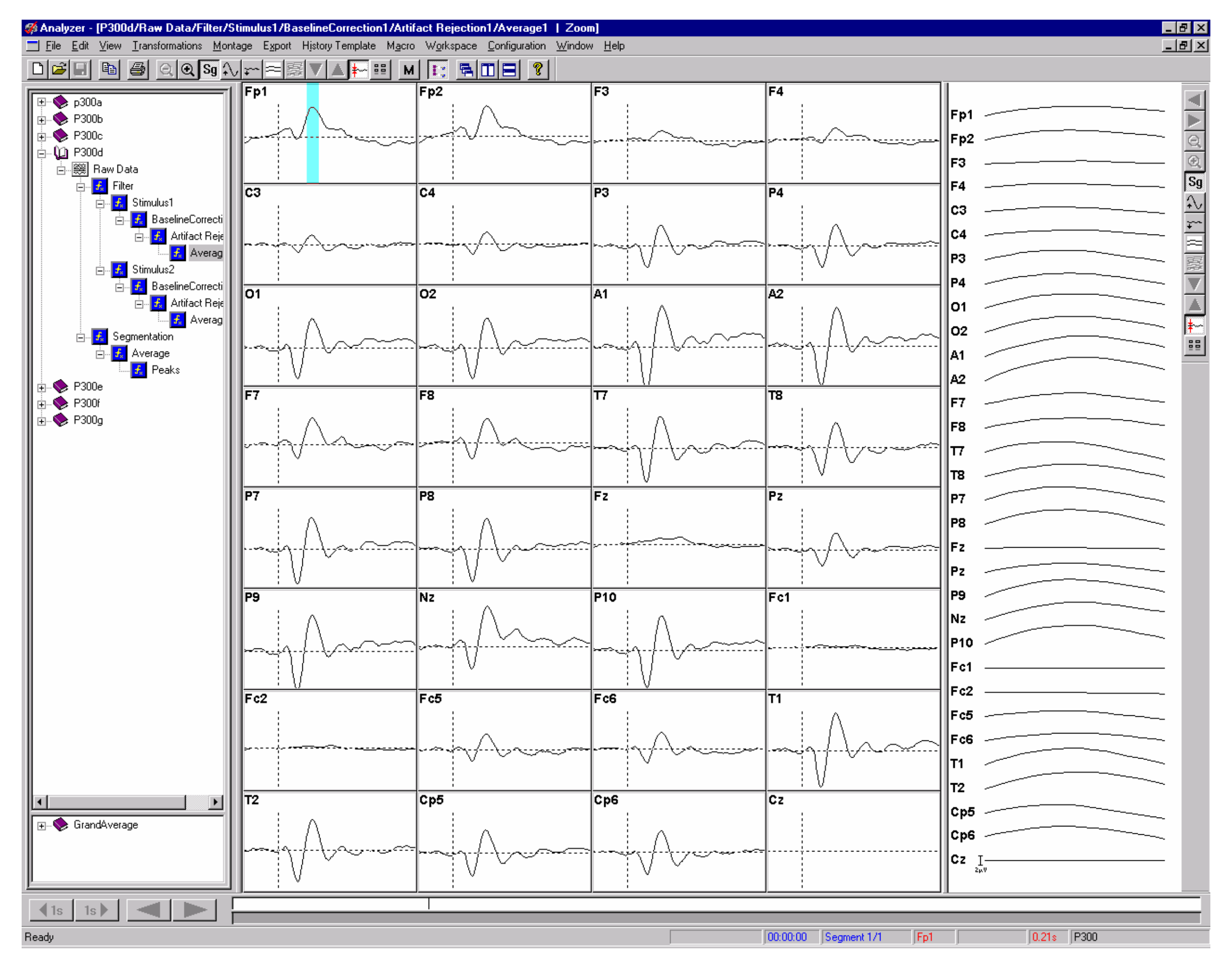


Abbildung 10-73: Zoom-Darstellung

11. Exportkomponenten

Exportkomponenten ermöglichen das Exportieren von Datensätzen, Markern, Flächenmaßen u. ä. in Dateien, zur Weiterverarbeitung in anderen Programmen. Exportkomponenten finden Sie unter dem Menüpunkt **Export**.

Ähnlich wie bei den Transformationen gibt es hier zwei Grupen von Exportkomponenten: **einfache Exportkomponenten** und **erweiterte Exportkomponenten**. Die ersteren haben immer einen Eingangsdatensatz. Ein Beispiel dafür sind ASCII-Exporte. Die erweiterten Exportkomponenten beziehen sich auf mehrere Eingangsdatensätze. Ein Beispiel hierfür ist der Peak-Export, der eine Tabelle von Peak-Werten über eine Auswahl von History-Dateien, bzw. -Knoten erstellt.

Erweiterte Exportkomponenten werden durch einen Separator getrennt von den einfachen Exportkomponenten unten im **Export**-Menü aufgeführt.

Einfache Exportkomponenten sind im Gegensatz zu erweiterten Exportkomponenten vorlagenfähig. Sie können auch nur ausgeführt werden, wenn ein Datensatz dargestellt ist, und beziehen sich immer auf das aktive Datensatzfenster, analog zu den primären Transformationen.

Die von Brain Products bereitgestellten einfachen Exportkomponenten stellen sogenannte Platzhalter für die Angabe des Dateinamens zur Verfügung., die den History-Dateinamen ($h) und den Namen des aktuellen Datensatzes ($n) vertreten. Der Vorteil der Verwendung von Platzhaltern ist, dass dann Export-Komponenten auch in History-Vorlagen verwendet werden können, ohne dass es dauernd zu Überschreibungen von schon vorhandenen exportierten Dateien kommt.

Hat z.B. eine History-Dateien den Namen ""EEG1", eine andere den Namen "EEG2", und wird bei beiden der Datensatz "Average" exportiert, und wird außerdem der Name "$h_$n" eingegeben, so lauten die resultierenden Dateinamen "EEG1_Average" und "EEG2_Average".

Haben sie einen Block im aktuellen Datensatz markiert, bieten die einfachen Exportkomponenten, soweit sinnvoll, auch an, nur diesen Block zu exportieren.

Das Verzeichnis für die Exportdateien haben wir schon im Einleitungskapitel unter dem Menüpunkt **Workspace > New...**, bzw. **Workspace > Edit...** eingestellt.

In den beiden folgenden Unterkapiteln finden Sie in alphabetischer Reihenfolge eine Auflistung der momentan zum Analyzer gehörenden einfachen und erweiterten Exportkomponenten, wie sie im **Export**-Menü erscheinen.

11.1. Einfache Exportkomponenten

11.1.1. Besa

Diese Komponente exportiert den Datensatz oder Datensatzausschnitt in das BESA-ASCII-Format. Die exportierte Datei erhält die Endung ".raw".

Neben den Möglichkeiten, nur einen markierten Block zu exportieren, und den Dateinamen anzugeben, können Sie hier noch entscheiden, ob Sie zusätzlich die Kanalnamen exportieren wollen ("Export Channel Names").

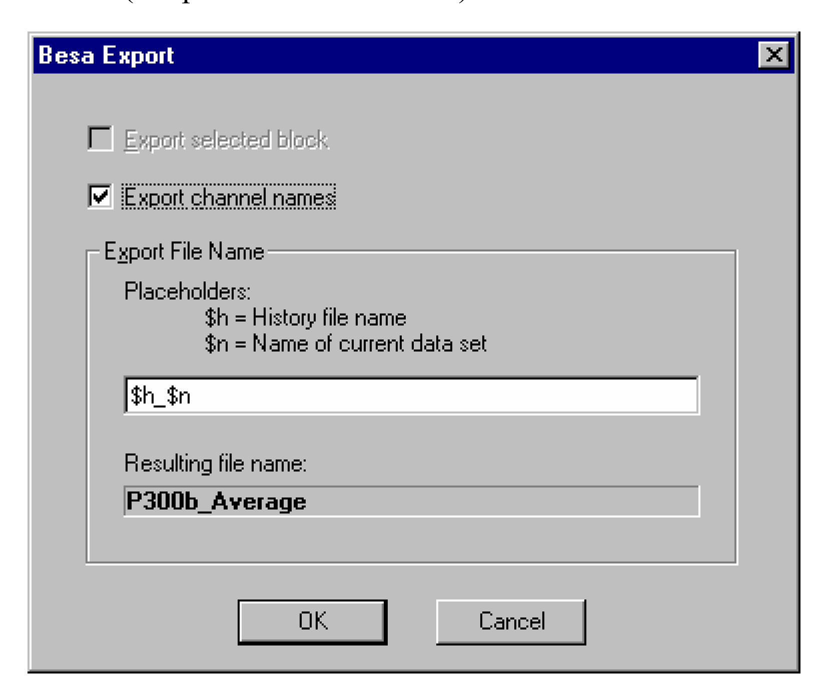


Abbildung 11-1: Besa Export Dialog

11.1.2. Generic Data Export

Hier können Sie Daten im Zeit- und Frequenzbereich, auch komplexe, in ASCII- oder Binärformat exportieren.

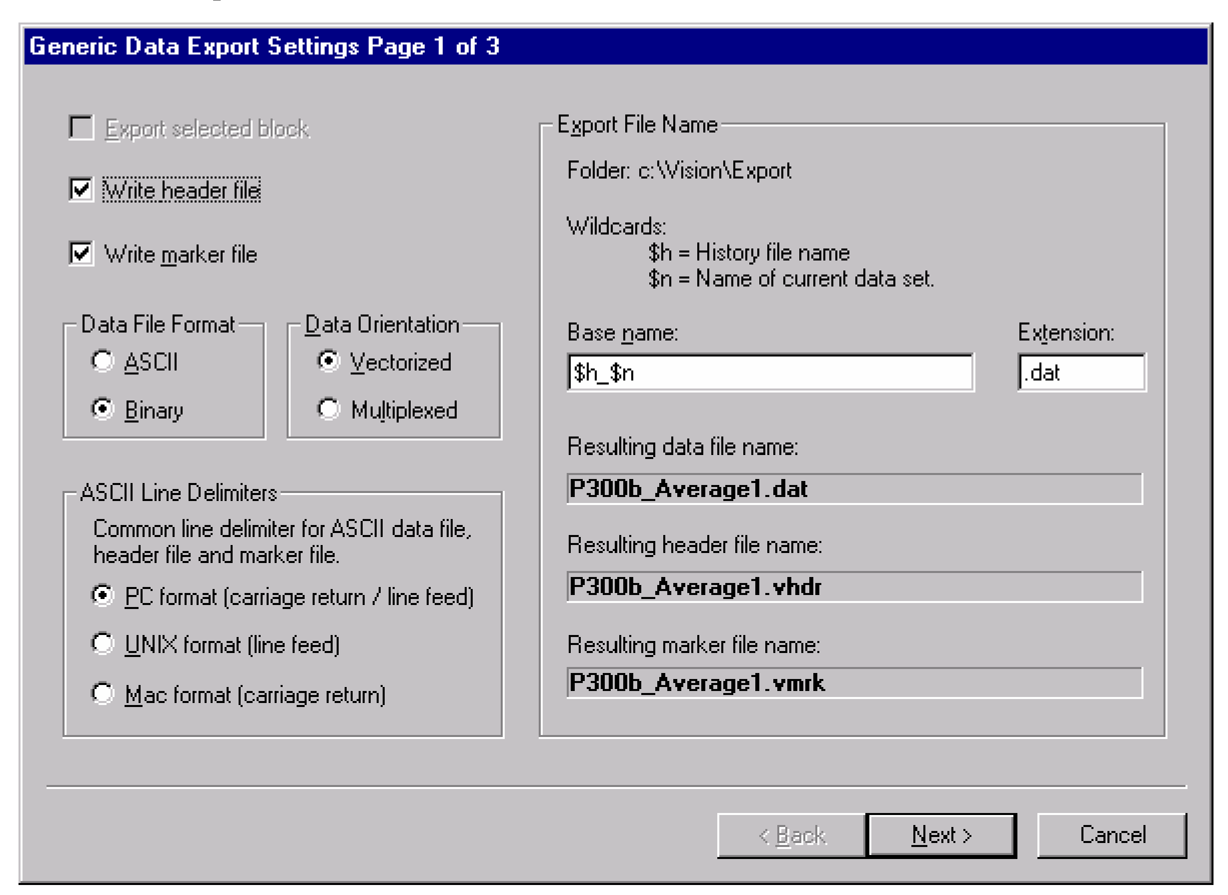


Abbildung 11-2: Erste Seite des Generic Data Export Dialogs

Die erste Seite des Dialoges gibt Ihnen die folgenden Einstellmöglichkeiten:

- "Export Selected Block", exportieren des selektierten Blockes. Diese Option ist nur zugänglich, wenn ein Block markiert ist.
- "Write Header File", schreiben einer Header-Datei.
  Sie können zusätzlich eine ASCII-Header-Datei mit Informationen über Kanäle, Abtastrate, Datensatztyp usw.. erzeugen. Diese Header-Datei hat das unter Windows häufig verwendete "INI"-Dateienformat.
- "Write Marker File", schreiben einer Markerdatei.
  Eine optional zu erzeugende Markerdatei - auch im "INI"-Format - listet alle vorhandenen Marker mit ihren Positionen, Typen, Beschreibungen usw. auf.
- "Data File Format", Dateiformat, hier entscheiden Sie, ob die Daten in ASCII oder binär exportiert werden.
  Beim ASCII-Export werden die Werte direkt in µV, bzw. μV^2 geschrieben.
- "Data Orientation", Datenorientierung
  Sie können auch die Datenorientierung wählen: vektorisiert oder gemultiplext. Diese Begriffe beziehen sich auf die Kanäle.

Vektorisiert bedeutet hier, dass in der zu erzeugenden Exportdatei zuerst alle Datenpunkte des ersten Kanals geschrieben werden, dann die des zweiten Kanales usw. Beim ASCII-Export wird jeder zu exportierende Kanal in eine separate Zeile geschrieben. Gemultiplext bedeutet, dass zuerst die Daten des ersten Abtastzeitpunktes, dann die Daten des zweiten Abtastzeitpunktes usw. geschrieben werden. Beim ASCII-Export werden hier die Daten jedes Abtastzeitpunktes in eine separate Zeile geschrieben. Sollten Sie komplexe Werte exportieren, so wird zuerst der reellwertige Anteil und dann der Imaginäranteil geschrieben

- "ASCII Line Delimiters", Format der Zeilenbegrenzung
  Sie können das Format der Zeilenbegrenzung für alle exportierten ASCII-Dateien angeben, um die Daten unter verschiedenen Betriebssystemen weiter zu verarbeiten. Zur Verfügung stehen die gängigen Formate für die meisten PC-Betriebssysteme, für Unix und für den Macintosh.
- "Export File Name", Name der Export-Datei
  Hier geben Sie den Basisnamen der Datei an ("Base name") und die Namenserweiterung ("Extension"). Das Programm zeigt Ihnen dann den resultierenden Dateinamen an.

Die zweite Dialogseite gibt Ihnen Eingabemöglichkeiten für ASCII- oder Binärdatei-Parameter. Abhängig davon, welches Format Sie gewählt haben, ist die linke (ASCII) oder rechte Hälfte (binär) der Seite zugänglich.

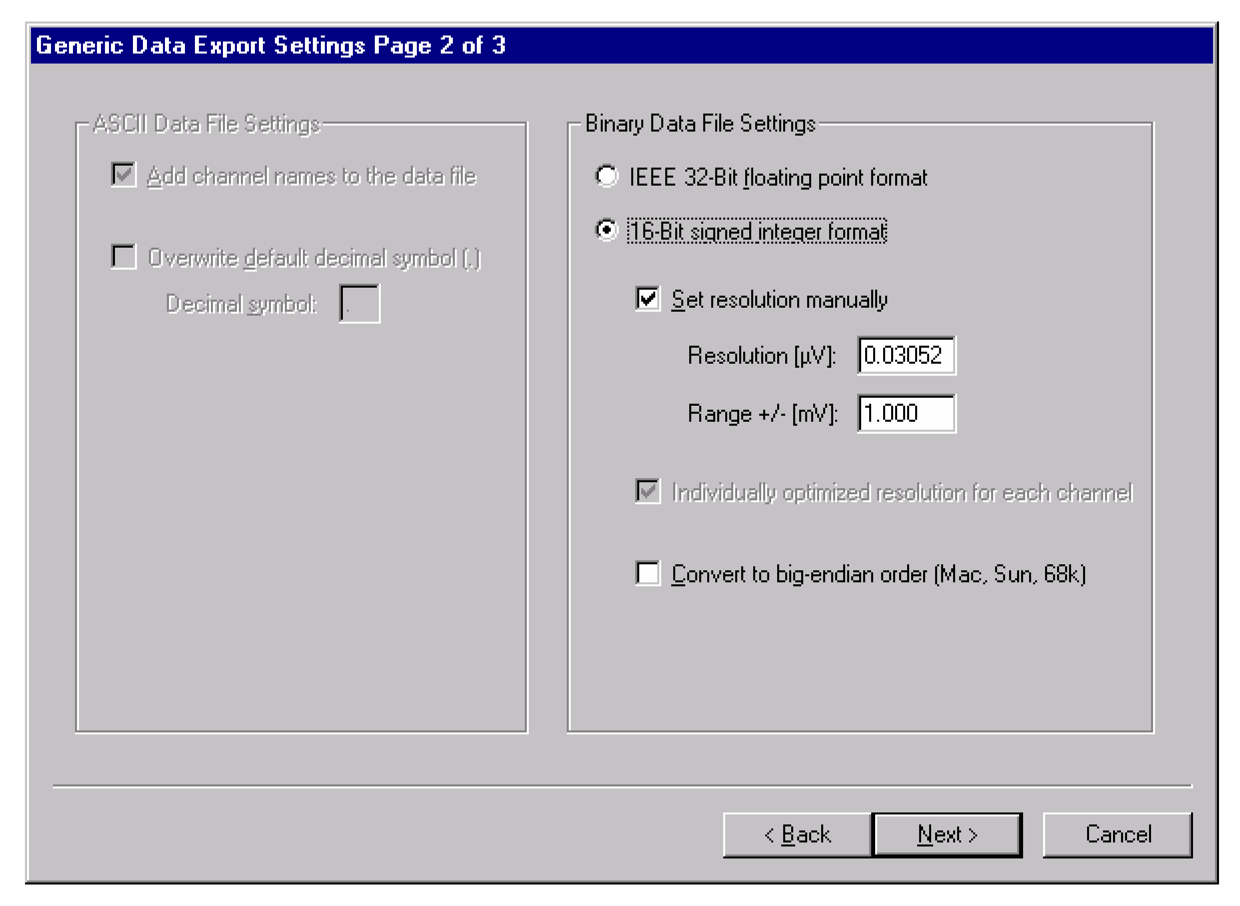


Abbildung 11-3: Zweite Seite des Generic Data Export Dialogs

Die ASCII-Optionen sind:

- "Add Channel Names to the Data File", Aufnahme der Kanalnamen in die Datendatei. Die Kanalnamen erscheinen dann bei gemultiplexten Daten in der ersten Zeile, sonst in der ersten Spalte.
- "Overwrite Default Decimal Symbol", Überschreiben des Standarddezimalsymbols Sie können das Dezimalsymbol (Punkt oder Komma) Ihres Computers übernehmen, oder ein eigenes wählen. Das Dezimalsymbol Ihres Computers ist von seiner Ländereinstellung abhängig.

Die Optionen für den Binärexport sind:

- "IEEE 32-Bit Floating Point Format" (IEEE-32-Bit-Fließkomma-Format) oder "16-Bit Signed Integer Format"
  Beim ersteren werden die Werte wie beim ASCII-Export in µV, bzw. μV^2 geschrieben.

Nur für das 16-Bit-Integer-Format sind die folgenden Optionen:

- "Set Resolution Manually", manuelles Setzen der Auflösung
  Sie können die Auflösung, mit der die Daten geschrieben werden, manuell festlegen. Diese Auflösung, wieder in µV, bzw. μV^2, gibt die minimale Differenz zwischen zwei Werten an, die gespeichert werden soll. Da das 16-Bit-Format auf maximal 2^{16} Werte beschränkt ist, kann eine zu hoch gewählte Auflösung zum Abschneiden von Spitzen in den Daten führen. Der Bereich in mV, der mit der gewünschten Auflösung erreicht wird, wird im Dialog dargestellt, und kann alternativ zur Auflösung gesetzt werden.
  Alternativ können Sie die optimale Auflösung auch durch das Programm errechnen und setzen lassen. Hierbei sollten Sie aber immer auch eine Header-Datei exportieren, da Sie nur dort die verwendete Auflösung finden.
- "Individual Optimized Resolution for Each Channel", individuell optimierte Auflösung für jeden Kanal.
  Für den Fall, dass Sie die Auflösung automatisch berechnen lassen, können Sie diese mit dieser Option für jeden Kanal separat optimieren. Sonst wird eine gemeinsame Auflösung für alle Kanäle gewählt.
- "Convert to Big-Endian Order", umwandeln in die sog. Big-Endian-Reihenfolge
  Wollen Sie den Integer-Export auf Systemen wie den Macintosh oder einer SUN-Workstation weiterverarbeiten, so müssen das untere und das obere Byte eines jeden Wertes getauscht werden in die so genannte Big-Endian-Reihenfolge.

Auf der letzten Dialogseite können Sie die Kanäle festlegen, die in den Export aufgenommen werden sollen.

Hierbei können Sie festlegen, ob Sie alle Kanäle exportieren möchten, oder nur selektierte.

11.1.3. Markers Export

Beim Marker-Export speichern Sie ausgewählte Marker in eine ASCII-Datei ab.

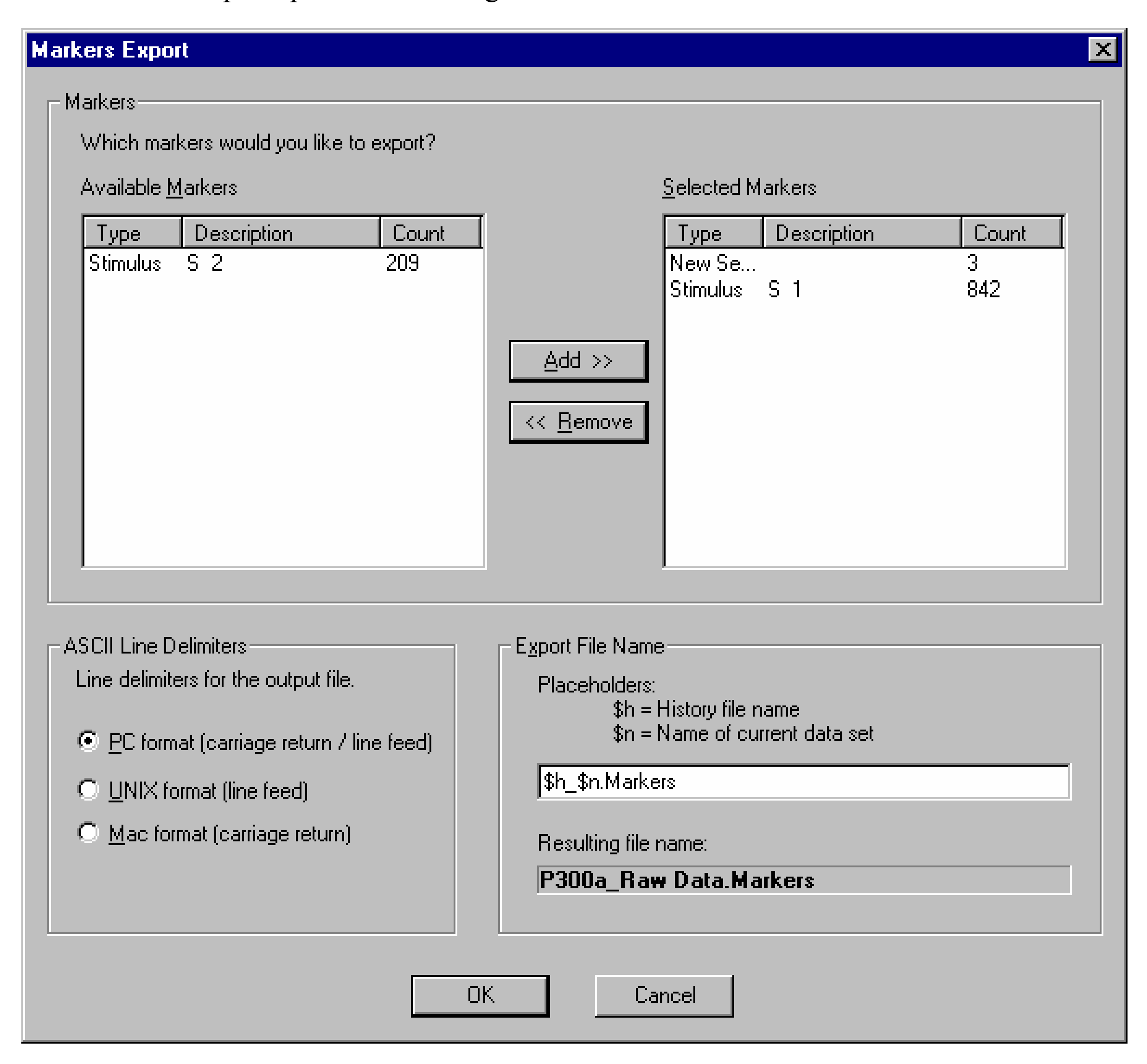


Abbildung 11-4: Marker-Export-Dialog

Im einzelnen haben Sie die folgenden Eingabemöglichkeiten:

- "Available Markers" / "Selected Markers", verfügbare Marker / ausgewählte Marker
  Hier wählen Sie die Markertypen, die Sie exportieren möchten.

- "ASCII Line Delimiters", Format der Zeilenbegrenzung
  Sie können das Format der Zeilenbegrenzung für alle exportierten ASCII-Dateien angeben, um die Daten unter verschiedenen Betriebssystemen weiter zu verarbeiten. Zur Verfügung stehen die gängigen Formate für die meisten PC-Betriebssysteme, für Unix und für den Macintosh.

- "Export File Name", Name der Export-Datei
  Hier geben Sie den Namen der Datei - optional mit Platzhaltern - an. Das Programm zeigt Ihnen dann den resultierenden Dateinamen an.

11.2. Erweiterte Exportkomponenten

11.2.1. Area Information Export

Hier können Sie die Flächenmaße (µV • ms bzw. µV • Hz)) eines Intervalls, die mittlere Aktivität (µV) oder die Aktivitätssumme innerhalb eines Intervalls in eine ASCII-Tabelle exportieren.

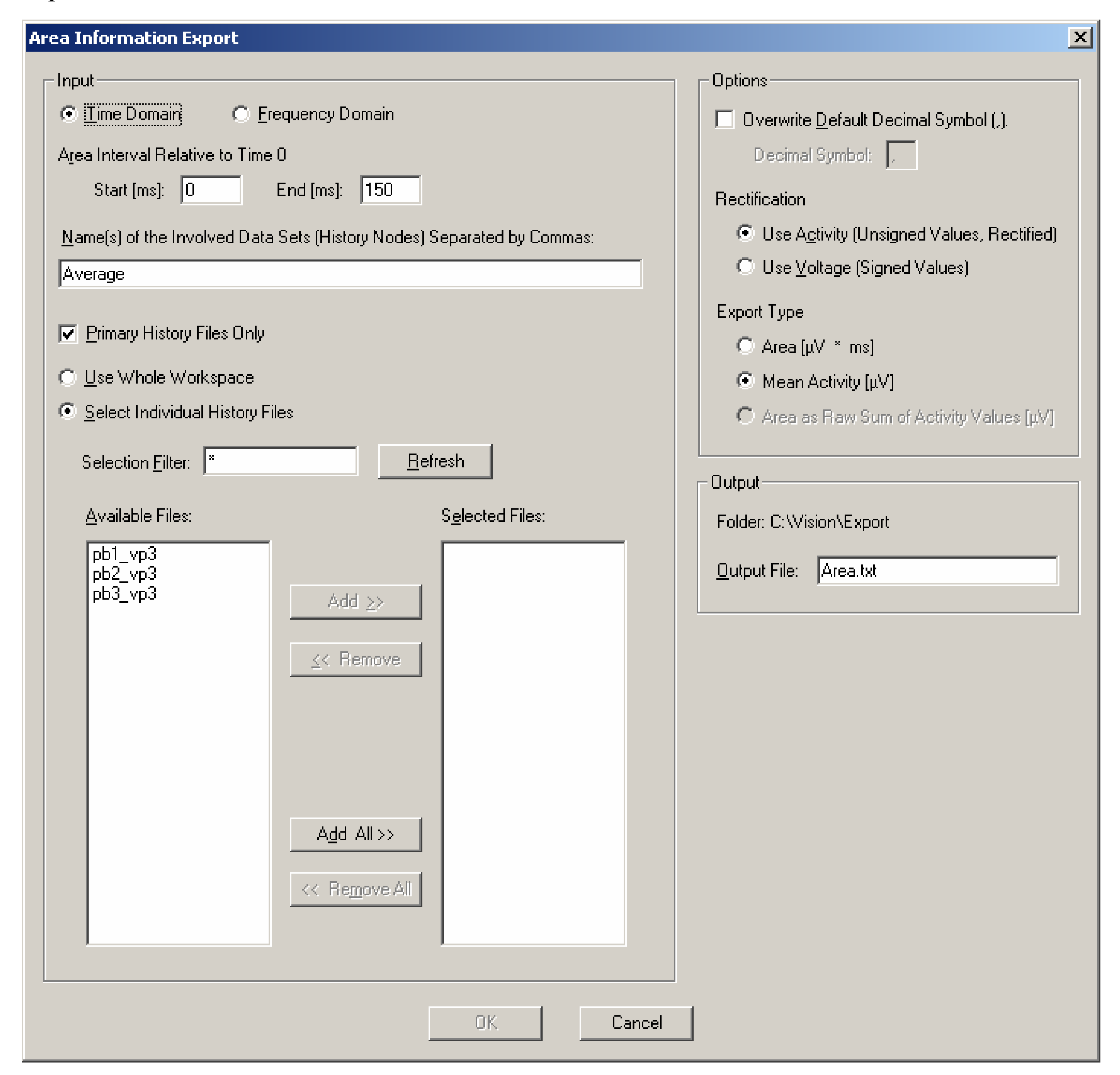


Abbildung 11-5: Area Information Export Dialog

Die folgenden Optionen lassen sich im Dialog einstellen:

- "Area Interval Relative to Time 0", Intervall der exportiert werden soll
- "Name of the Involved Data Sets", die Namen der involvierten Datensätze, getrennt durch Komma.
- "Primary History Files Only", nur primäre History-Dateien
  Die folgende Auswahl lässt sich optional auf primäre History-Dateien einschränken

- "Use Whole Workspace", Aufnahme aller Dateien des Workspaces.
- "Select Individual History Files", Auswahl individueller History-Dateien.
- "Selection Filter", Auswahlfilter
  Das Auswahlfilter lässt die Filterung von auswählbaren Dateien nach Namenskriterien zu. Hierbei kommen die Joker "*" für mehrere Zeichen, und "." für ein Zeichen zur Anwendung. Befinden sich z.B. die Dateien "Test1H", "Test2G" und "Hest5" im Workspace, so filtert "Test*" nur die Dateien "Test1H" und "Test2G" aus. Das Filter ".est*" ließe alle drei Dateien durch usw. Nachdem Sie das Filter gesetzt haben, drücken Sie den "Refresh"-Button, um die Auswahl der verfügbaren Dateien aufzufrischen.
- "Available Files" verfügbare Dateien
- "Selected Files", ausgewählte Dateien
- "Overwrite Default Decimal Symbol", Überschreiben des Standarddezimalsymbols
  Sie können das Dezimalsymbol (Punkt oder Komma) Ihres Computers übernehmen, oder ein eigenes wählen. Das Dezimalsymbol Ihres Computers ist von seiner Ländereinstellung abhängig.
- "Use Activity (Unsigned Values)", "Use Voltage (Signed Values)"
  Hier können Sie auswählen, ob die Daten mit oder ohne Vorzeichen in die Berechnung einfließen, d.h. beim ersteren wird das Signal zuerst gleichgerichtet und dann Fläche oder Aktivität berechnet. Diese Option existiert nur bei Daten im Zeitbereich.
  Bei komplexwertigen Daten basieren alle Berechnungen automatisch auf den Beträgen der Zahlenwerte.
- Export-Typen "Area", "Mean Activity" und "Area as Raw Sum of Activity Values"
  Bei der ersten Option wird die Fläche und bei der zweiten die mittlere Aktivität exportiert. Die dritte Option steht Ihnen nur für Frequenzdaten zur Verfügung. Hier wird die Summe der Spektrallinienwerte des definierten Bereichs exportiert, ohne Bezug auf die Spektrallinienbreite.
- "Ouput File", Ausgabedatei

11.2.2. Peak Information Export

Diese Komponente exportiert Daten über die Position und Spannung von vorher gesetzten Peak-Markern in ausgewählten History-Dateien, bzw. –Knoten in eine ASCII-Tabelle. Diese Marker werden üblicherweise zuerst mit der "Peak Detection"-Transformation gesetzt.

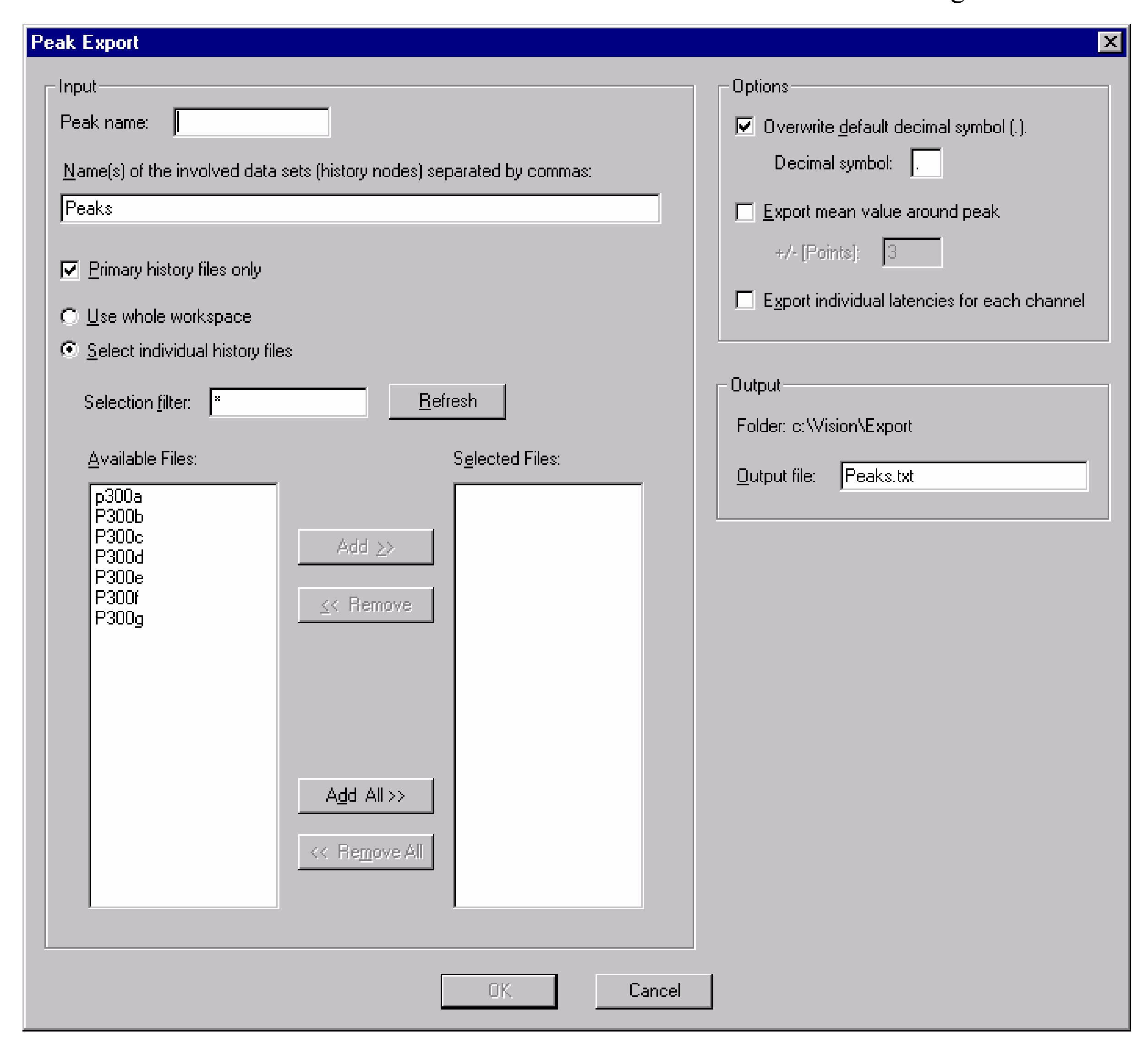


Abbildung 11-6: Peak Information Export Dialog

Die folgenden Optionen lassen sich im Dialog einstellen:

- "Peak Name", der Peakname, wie Sie ihn bei der "Peak Detection"-Transformation gesetzt haben.
- "Name of the Involved Data Sets", die Namen der involvierten Datensätze, getrennt durch Komma.
- Auswahl der Historydateien, siehe auch "Area Information Export"
- "Overwrite Default Decimal Symbol", Überschreiben des Standarddezimalsymbols
  Sie können das Dezimalsymbol (Punkt oder Komma) Ihres Computers übernehmen, oder

ein eigenes wählen. Das Dezimalsymbol Ihres Computers ist von seiner Ländereinstellung abhängig.

- "Export Mean Value Around Peak", exportieren des Mittelwertes
  Optional können Sie die Umgebung des Peaks mitteln und den Mittelwert exportieren. Sie geben hierbei eine Zahl ein, die angibt wie viele Punkte vor und wie viele Punkte nach dem Peak in die Mittelung eingehen. Ein Wert von 2 bedeutet danach, dass 5 Punkte in die Mittelung eingehen (2 vorher, 2 nachher und die Peak-Position selbst).
- "Export Individual Latencies for Each Channel", individuelle Latenzzeiten für jeden Kanal
  Wenn Sie bei der Peak-Ermittelung individuelle Latenzen für jeden Kanal verwendet haben, so können Sie auch diese optional exportieren. Ansonsten wird die Latenz des ersten gefundenen Markers eines Datensatzes exportiert.
- "Ouput File", Ausgabedatei

12. Import von Daten, Positionen und Markern

12.1. Datenimport

Für den Datenimport bietet der Analyzer neben den Standardreadern für viele kommerziellen Dateiformate auch die Möglichkeit, Ihre eigenen Formate zu importieren.

Hierbei können Sie für einfache ASCII-Formate eventuell auf das Besa-Format zurückgreifen.

Für komplexere Formate verwenden Sie den Generic Data Reader, der Ihnen eine Fülle von Einstellmöglichkeiten zum Beschreiben Ihrer Rohdaten gibt.

Beide Verfahren werden nachfolgend erläutert.

12.1.1. Besa-Format

ASCII-Dateien können im Besa-Format importiert werden.

Das Format hat den folgenden Aufbau:

Erste Zeile: allgemeine Informationen

```
NPTS=<Anzahl der Datenpunkte> TSB=<Zeitpunkt 0 in ms> DI=<Abtastinterval in ms> SB=<Skalierung
der Datenpunkte in 1/µV> SC=<Darstellungsskalierung (wird ignoriert)> NCHAN=<Anzahl der
Kanäle>
```

Beispiel:

```
NPTS=1024 TSB=100 DI=3.90625 SB=1 SC=1 NCHAN=32
```

Hier handelt es sich um einen Datensatz mit 1024 Datenpunkten und 100 ms Prästimulusintervall. Das Digitalisierungsintervall beträgt 3,90625 ms, das entspricht einer Abtastrate von 256 Hz. Die Skalierung der Datenpunkte ist 1, das bedeutet, dass die Werte direkt in Mikrovolt angegeben werden. Die Darstellungsskalierung (SC) wird ignoriert, der Datensatz hat 32 Kanäle.

Zweite Zeile: Kanalnamen

In der zweiten Zeile werden die Kanalnamen, getrennt durch Leerzeichen aufgelistet.

Beispiel:

```
Fp1 Fp2 F3 F4 usw.
```

Ab der dritten Zeile: Daten

Ab der dritten Zeile kommen die Datenwerte als Fließkommazahlen, wobei das Dezimalzeichen immer ein Punkt ist. Jede Zeile enthält die Daten eines Kanals. Die einzelnen Datenwerte werden durch Leerzeichen getrennt.

Legen Sie die Daten in einem Rohdatenverzeichnis ab, so liest der Analyzer diese wie ein ganz normales Roh-EEG ein.

Sie können sich eine Beispieldatei erzeugen, indem Sie ein Stück EEG als Besa-Datei exportieren, wie im Kapitel "Exportkomponenten" beschrieben.

12.1.2. Generic Data Reader

Der Generic Data Reader (GDR) dient dem Einlesen von EEG-Dateien verschiedener Formate, für die kein Spezialreader vorhanden ist (z.B. Labor-eigene Formate). Der Reader bedient sich einer Header-Datei, die ein einzelnes EEG beschreibt. Diese Datei ist als ASCII-Datei ausgelegt, mit der Endung ".vhdr". Sie erhält normalerweise denselben Basisnamen, wie das in ihr beschriebene Rohdaten-EEG. Die Header-Datei wird im Rohdatenverzeichnis des Workspaces abgelegt.

Das Format der Header-Datei ist an das INI-Format von Windows angelehnt. Es besteht aus verschiedenen benannten Sektionen mit Schlüsselwörtern/Werten. Nachfolgend ein Auszug aus einer Header-Datei:

```
Brain Vision Data Exchange Header File Version 1.0
; Data created from history path:
; P300b/Raw Data/Filters/Segmentation/BaselineCorrection/Average

[Common Infos]
DataFile=P300b_Average.dat
MarkerFile=P300b_Average.vmrk
DataFormat=ASCII
; Data orientation: VECTORIZED=ch1,pt1, ch1,pt2..., MULTIPLEXED=ch1,pt1, ch2,pt1 ...
DataOrientation=VECTORIZED
DataType=TIMEDOMAIN
NumberOfChannels=32
```

Die erste Zeile dient der Identifikation der Header-Datei und ist zwingend vorgeschrieben.

Ein Semikolon leitet eine Kommentarzeile ein, die vom Reader ignoriert wird. Leerzeilen werden ebenfalls ignoriert. Eine Sektion wird durch eine Zeile mit einem Begriff in eckigen Klammern eingeleitet. Im Header-Auszug befindet sich z.B. die Sektion "Common Infos". Eine Header-Datei kann beliebig viele Sektionen enthalten.

Die nächsten Zeilen zeigen einige Schlüsselwörter dieser Sektion und die ihnen zugewiesenen Werte. Innerhalb einer Sektion kann ein Schlüsselwort nur einmal auftreten. Seine Bedeutung hängt von der Sektion ab, in der es auftritt. Vor und nach dem Zuweisungsoperator darf kein Leerzeichen stehen. Die meisten vordefinierten Schlüsselwörter haben einen vordefinierten Wert, der vom Reader verwendet wird, wenn ein Schlüsselwort nicht gefunden wird.

Wenn Sie eine solche Datei erzeugen wollen, exportieren Sie am besten irgendein EEG mit Hilfe des "Generic Data Exports". Dabei wird nämlich ein Header erstellt, der kompatibel zum GDR ist. Stellen Sie die Parameter dabei so ein, dass die exportierte Datei im Format Ihrer zu importierenden Datei so nahe wie möglich kommt. Sie können nun den Header nach Ihren Bedürfnissen optimieren.

Nachfolgend sind die die verschiedenen vordefinierten Sektionen mit ihren Schlüsselwörtern, deren Bedeutung und Vorgabewerte aufgelistet.

Common Infos Diese Sektion enthält allgemeine Informationen über die EEG-Datei.		
Schlüsselwort	**Bedeutung**	**Vorgabewert**
DataFile	Name der EEG-Datei, enthält der Name keine Pfadangabe, so wird davon ausgegangen, dass	Keiner, Angabe erforderlich

	sich die EEG-Datei in demselben Verzeichnis befindet, wie die Header-Datei. Im Namen kann der Platzhalter *$b* verwendet werden. Dieser wird dann beim Einlesen durch den Basisnamen der Header-Datei ersetzt. Beispiel: Der Eintrag **DataFile=$b-EEG.dat** wird bei einer Header-Datei mit dem Namen *Test.vhdr* als **DataFile=Test-EEG.dat** interpretiert.	
MarkerFile	Optionale Markerdatei, die Markerdatei enthält eine Liste von Markern, die dem EEG zugeordnet werden. Ohne explizite Angabe des Pfades wird die Markerdatei im Verzeichnis der Header-Datei gesucht. Das Format der Markerdatei wird weiter unten erläutert. Auch hier kann der Platzhalter *$b* verwendet werden.	-
DataFormat	Datenformat, mögliche Werte sind: **ASCII, BINARY**	ASCII
DataOrientation	Datenorientierung, mögliche Werte sind**:** **VECTORIZED** Zuerst befinden sich alle Datenpunkte des ersten Kanals in der Datei, dann alle Datenpunkte des zweiten Kanals usw.. **MULTIPLEXED** Hier folgen für jeden Datenpunkt alle Kanäle direkt aufeinander, der Datenaufbau ist also gemultiplext.	MULTIPLEXED
DataType	Datentyp, mögliche Werte sind: **TIMEDOMAIN** Die Daten liegen im Zeitbereich vor. **FREQUENCYDOMAIN** Die Daten liegen im Frequenzbereich vor. **FREQUENCYDOMAIN_COMPLEX** Die Daten liegen als komplexe Frequenzwerte vor. Jedem Realanteil folgt unmittelbar ein Imaginärwert. **TIMEFREQUENCYDOMAIN** Die Daten liegen in mehreren Schichten vor, wie z.B. bei der kontinuierlichen Wavelet-Transformation. Hierbei wird jeder Kanal zu einem Zeitpunkt durch einen Vektor von	TIMEDOMAIN

	Daten repräsentiert. **TIMEFREQUENCYDOMAIN_COMPLEX** Dieser Typ entspricht TIMEFRQUENCYDOMAIN, mit der Ausnahme, dass hier jeder Wert als komplexe Zahl vorliegt.	
NumberOfChannels	Anzahl der Kanäle in der EEG-Datei.	Keiner, Angabe erforderlich
SamplingInterval	Abtastintervall, im Zeitbereich wird das Intervall in µs und im Frequenzbereich in Hertz angegeben.	Keiner, Angabe erforderlich
Averaged	Hinweis, ob der einzulesende Datensatz bereits gemittelt wurde. Dies ist insbesondere für die Freischaltung und Sperrung von Transformationen im "Transformations"-Menü von Relevanz. Mögliche Werte sind: **YES** Ja, der Datensatz repräsentiert gemittelte Daten. **NO** Nein, der Datensatz repräsentiert ungemittelte Daten.	NO
AveragedSegments	Anzahl der Segmente, die ins Average eingingen. Dieser Wert wird nur ausgewertet, wenn "Averaged=YES".	1
SegmentDataPoints	Für den Fall, dass die Daten gleichförmig segmentiert sind, kann hier die Anzahl der Datenpunkte pro Segment angegeben werden.	0
SegmentationType	Segmentierungstyp, Diese Variable ist wie "Averaged" relevant für die Freischaltung und Sperrung von Transformationen im "Transformations"-Menü des Analyzers. Mögliche Werte sind: **NOTSEGMENTED** Der Datensatz wurde nicht segmentiert. **MARKERBASED** Es wurde basierend auf einen oder mehreren Markerpositionen segmentiert. Alle Segmente haben die gleiche Länge. **FIXTIME** Es wurde in feste Zeitabschnitte segmentiert. Alle Segmente haben die gleiche Länge.	NOTSEGMENTED
DataPoints	Anzahl der Datenpunkte in der EEG-Datei	0

	Wenn kein vordefinierter Wert gegeben ist, so werden die Daten bis zum Dateiende eingelesen. Bei binären Daten kann alternativ der Parameter "Binary Infos"/"TrailerSize" gesetzt werden.	
Layers	Anzahl der Ebenen in einem mehrschichtigem EEG vom Typ *TIMEFREQUENCYDOMAIN(_COMPLEX)*	1
LayerLowerLimit	unteres Limit in mehrschichtigen Daten, beim Typ *TIMEFREQUENCYDOMAIN(_COMPLEX)* ist die Einheit Hertz.	0
LayerUpperLimit	oberes Limit in mehrschichtigen Daten	0
LayerFunction	Funktion, die die Intervalle zwischen den Ebenen von mehrschichtigen Daten beschreibt. Mögliche Werte sind: LINEAR lineare Funktion LOGARITHMIC logarithmische Funktion	LINEAR

ASCII Infos Diese Sektion ist nur von Belang, wenn "Common Infos"/"DataFormat" gleich "ASCII" ist.		
Schlüsselwort	**Bedeutung**	**Vorgabewert**
DecimalSymbol	Dezimalsymbol, das in der EEG-Datei verwendet wird. Dieses Symbol kann entweder ein Komma oder ein Punkt sein. In der Header-Datei ist das Dezimalsymbol immer ein Punkt.	Punkt (.)
SkipLines	Anzahl der Kopfzeilen, die ignoriert werden	0
SkipColumns	Anzahl der Spalten am Zeilenanfang, die ignoriert werden	0

Channel Infos Kanalinformationen, in dieser Sektion werden die einzelnen Kanäle und ihre Eigenschaften aufgelistet.		
Schlüsselwort	**Bedeutung**	**Vorgabewert**
Ch<x> "x" steht hier für die Kanalnummer, d.h. das Schlüsselwort für	Einzelne Eigenschaften für den Kanal werden durch Kommas getrennt angegeben: <Kanalname>,<Referenzkanalname>,<Auflösung in µV> Beispiel: `Ch1=Fp1,,1`	<Kanalnummer>,,1,0 d.h. z.B. für Kanal 1: `Ch1=1,,1`

den ersten Kanal ist Ch1, für den zweiten Kanal ist Ch2 usw.	Der erste Kanal hat hier den Kanalnamen "Fp1", Als Referenzkanal wird der gemeinsame Referenzkanal (Common Reference) angenommen, da hier kein Eintrag erfolgt ist, und die Auflösung beträgt 1 µV. Die Auflösung ist der Wert, mit dem der Wert des Datenpunktes multipliziert wird, um ihn zu µV zu konvertieren.	

Binary Infos Diese Sektion ist nur von Belang, wenn "Common Infos"/"DataFormat" gleich "BINARY" ist.		
Schlüsselwort	**Bedeutung**	**Vorgabewert**
BinaryFormat	Binärformat, mögliche Werte sind: **IEEE_FLOAT_32** IEEE-Fließkommaformat, einfache Genauigkeit, 4 Bytes per Wert **INT_16** 16-Bit Signed-Integer **UINT_16** 16-Bit Unsigned-Integer	INT_16
ChannelOffset	Kanaloffset, bei dem die Daten starten. Dieser Offset spielt nur bei vektorisiert organisierten Daten eine Rolle. "ChannelOffset" und "DataOffset" können gleichzeitig verwendet werden.	0
DataOffset	Größe des Offset in der Datei, bei dem die eigentlichen Daten starten	0
SegmentHeaderSize	Für den Fall, dass die Daten gleichförmig segmentiert sind, kann hier die Größe des Segmentkopfes in Bytes eingegeben werden.	0
TrailerSize	Größe des Abspanns der EEG-Datei in Bytes. Dieser Parameter kann alternativ zu "DataPoints" in "[Common Infos]" angegeben werden, um das Einlesen der Daten vor dem Ende der EEG-Datei zu stoppen.	0
UseBigEndianOrder	Nur für Integerformate, gibt an, ob die Big-Endian-Reihenfolge verwendet wurde, d.h. die Byte-Reihenfolge vertauscht vorliegt (Macintosh, Sun). Mögliche Werte sind: **YES** Ja, die Reihenfolge liegt vertauscht vor.	NO

	NO Nein, die Reihenfolge entspricht der Intel-Spezifikation.	

Coordinates Hier werden Koordinaten aufgelistet.		
Schlüsselwort	**Bedeutung**	**Vorgabewert**
Ch<x> "x" steht hier für die Kanalnummer, d.h. das Schlüsselwort für den ersten Kanal ist Ch1, für den zweiten Kanal ist Ch2 usw.	Koordinate eines einzelnen Kanals in der Form: <Radius>,<Theta>,<Phi> Beispiel: `Ch1=1,-92,-72` Das Koordinatensystem des Analyzers ist im Anhang B beschrieben.	Wird der Wert hier nicht gelistet, so verwendet der Analyzer den Elektrodennamen des Kanals, sucht im 10/10-System nach den Koordinaten und verwendet diese. Ist der Kanalname unbekannt, werden die Koordinaten intern auf 0,0,0 gesetzt.

GDR-kompatible Markerdatei

Die Markerdatei verwendet dasselbe Prinzip der Sektionen und Schlüsselwörter, wie auch die Header-Datei.

Sie sollte die Endung ".vmrk" erhalten und denselben Basisnamen, wie die assoziierte EEG-Datei.

Die erste Zeile dient der Identifikation der Markerdatei und lautet wie folgt:

```
Brain Vision Data Exchange Marker File Version 1.0
```

Nachfolgend sind die die verschiedenen vordefinierten Sektionen mit ihren Schlüsselwörtern, deren Bedeutung und Vorgabewerte aufgelistet.

Common Infos Diese Sektion enthält allgemeine Informationen über die Markerdatei.		
Schlüsselwort	**Bedeutung**	**Vorgabewert**
DataFile	Name der EEG-Datei, enthält der Name keine Pfadangabe, so wird davon ausgegangen, dass sich die EEG-Datei in demselben Verzeichnis befindet, wie die Markerdatei. Diese Information wird vom GDR nicht ausgewertet.	-

<table>
<tr><td colspan="3">Marker Infos
Markerinformationen, in dieser Sektion werden die einzelnen Marker und ihre Eigenschaften aufgelistet.</td></tr>
<tr><td>Schlüsselwort</td><td>Bedeutung</td><td>Vorgabewert</td></tr>
<tr><td>Mk<x>
"x" steht hier für die Markernummer, d.h. das Schlüsselwort für den ersten Marker ist Mk1, für den zweiten Marker Mk2 usw..</td><td>Einzelne Eigenschaften für den Marker werden durch Kommas getrennt angegeben:
<Typ>,<Beschreibung>,<Position>,<Punkte>,<Kanalnummer>,<Datum>
Beispiel:
<code>Mk1=Time 0,,26,1,0</code>
Der erste Marker hat hier den Typ "Time 0", keine Beschreibung, die Position ist bei Datenpunkt 26, die Länge beträgt 1 Datenpunkt, und die Kanalnummer ist 0, was bedeutet, dass dieser Marker sich auf alle Kanäle bezieht.
Das Datum ist optional. Es wird nur ausgewertet, wenn Markertyp "New Segment" ist. Das Datum hat das folgende Format:
4 Ziffern = Jahr
2 Ziffern = Monat
2 Ziffern = Tag
2 Ziffern = Stunde (24 Stunden-System)
2 Ziffern = Minute
2 Ziffern = Sekunde
6 Ziffern = Mikrosekunde
Es ergibt sich damit eine Zeitauflösung von einer Mikrosekunde.
Eine Datumsangabe
<code>19990311140312003012</code>
bedeutet
11 März 1999, 14:03:12,003012</td><td>-</td></tr>
</table>

12.2. Marker, Kanalpositionsimport

Um Zusatzinformationen zusätzlich zu den Rohdaten einzulesen - z.B. Ausgabedateien Ihres Stimulators - schreiben Sie ein Basic-Makro, das einen neuen History-Knoten erzeugt. Dieser Knoten erbt die Daten des Roh-EEGs, sie können aber Marker löschen und neu erzeugen. Auch können Sie die Namen der Kanäle und ihre Positionsangaben ändern. Sie können mit dem Basic-Makro ASCII-Dateien öffnen und auslesen.

Beispielmakros zum Einlesen von Kanalpositionen und Markern finden Sie im "Vision Analyzer Makro-Kochbuch" beschrieben.

13. Ausdruck

Unter **File** > **Print** können Sie den aktuell dargestellten EEG-Abschnitt ausdrucken. Es erscheint der Windows-übliche Dialog zur Auswahl des Druckers usw..

Der Menüpunkt **File** > **Print Preview** gibt Ihnen eine Vorschau auf das Druckergebnis. Abhängig von der Qualität der verschiedenen Druckertreiber, auf die wir leider keinen Einfluß haben, kann das tatsächliche Druckergebnis allerdings davon abweichen.

Zur Einstellung von Kopf- und Fußzeilen sowie Seitenränder wählen Sie den Menüpunkt **Configuration** > **Preferences** und dort den Reiter **Graphics Export/Output**.

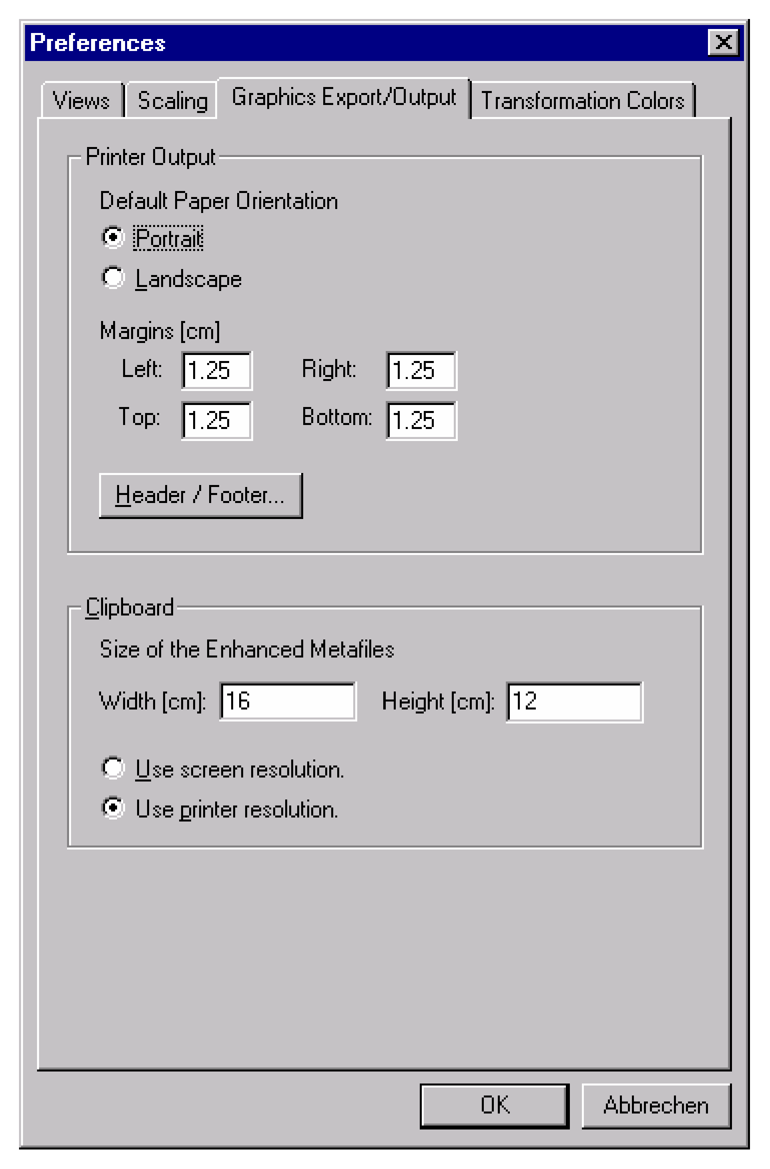


Abbildung 13-1: Druckoptionen-Dialog

Hier können Sie festlegen, ob die Voreinstellung der Papierausrichtung im Hochformat ("Portrait") oder im Querformat ("Landscape") sein soll. Außerdem legen Sie unter "Margins" den linken ("Left"), rechten ("Right"), oberen ("Top") und unteren Rand ("Bottom") des Ausdrucks in Zentimetern fest. Bitte beachten Sie, dass beim Ausdruck im Hochformat die Höhe der Grafik automatisch auf ca. 2/3 der Breite beschränkt wird, und dass anders lautende Angaben des unteren Randes ignoriert werden.

Über den Button "Header/Footer" gelangen Sie in einen weiteren Dialog, in dem Sie Kopf- und Fußzeilen konfigurieren können.

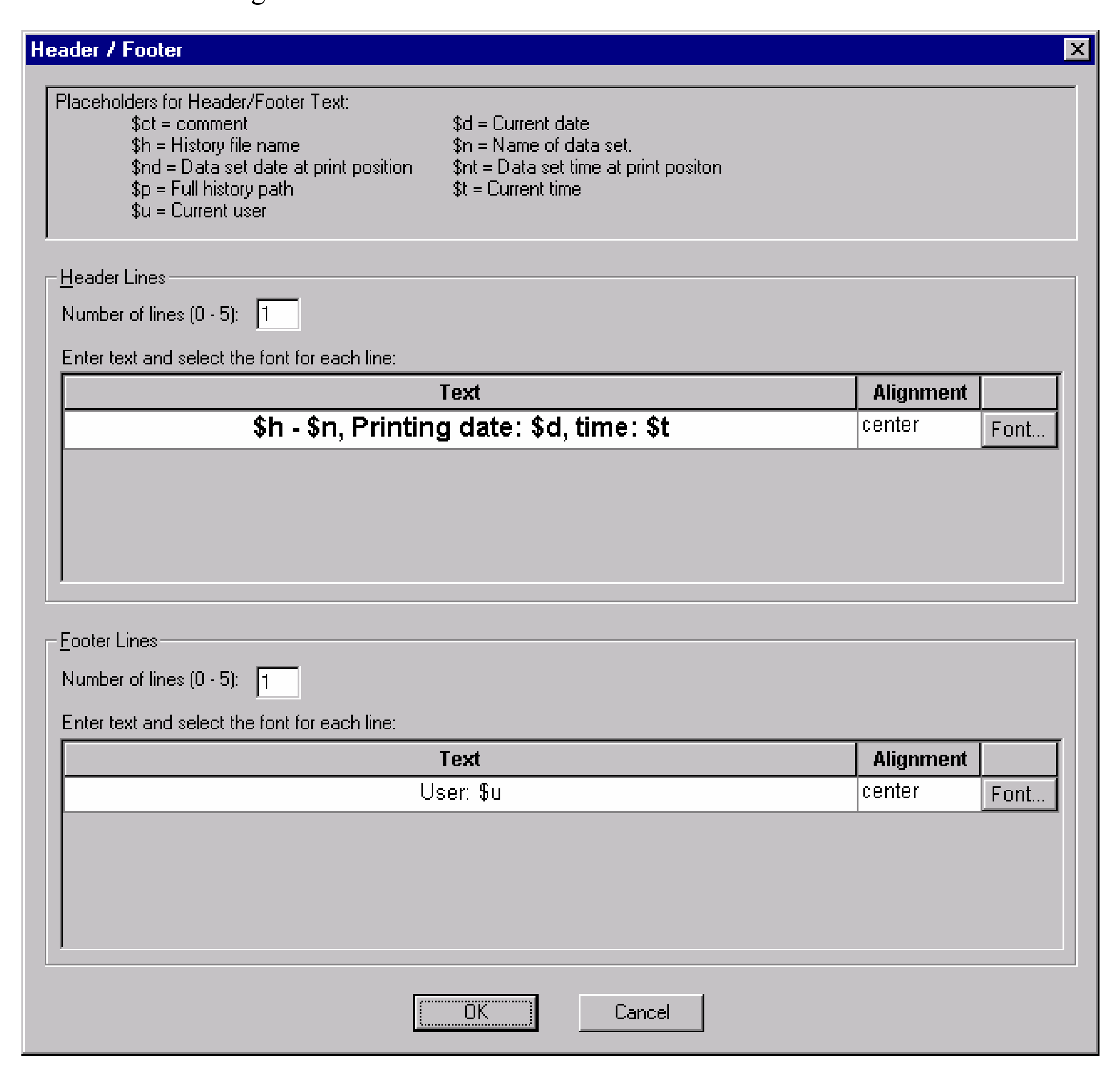


Abbildung 13-2: Dialog zur Definition von Kopf- und Fußzeilen

Sie können hier bis zu fünf Kopf- und Fußzeilen definieren, die im Ausdruck erscheinen sollen. Dafür finden Sie die zwei Abschnitte "Header Lines" (Kopfzeilen) und "Footer Lines" (Fußzeilen). Im Einzelnen geben Sie ein:

- "Number of Lines", Anzahl der Kopf-, bzw. Fußzeilen

Für jede Kopf- und Fußzeile:

- "Text"
  Hier geben Sie den Text der Zeile ein. Sie können auch so genannte Platzhalter verwenden, die während des Druckes oder der Druckvorschau durch aktuelle Werte ersetzt werden. Ein Platzhalter ist z.B. "$n". Wird dieser Platzhalter irgendwo im Text verwendet, so wird er vom Programm beim Ausdruck durch den Namen des auszudruckenden Datensatzes ersetzt. Weiter unten finden Sie eine Liste aller verfügbaren Platzhalter.

- "Alignment", Ausrichtung des Textes
  Sie können hier entscheiden, ob der Text linksbündig ("left"), zentriert ("center") oder rechtsbündig ("right") ausgegeben werden soll.
- "Font"
  Über diese Taste kommen Sie in den Windows-Fontdialog, in dem Sie den Font für den Text wählen können.

Platzhalter	**Bedeutung**
$ct	Kommentar, hier wird der Kommentar, den Sie für jeden Datensatz eingeben können, platziert. Um einen Kommentar für einen Datensatz einzugeben, fahren Sie mit der Maus auf den betreffende Datensatz im History-Explorer und betätigen die rechte Maustaste. Ein Kontextmenü erscheint und Sie wählen "Comment". Nun können Sie den Kommentar eingeben.
$d	aktuelles Datum
$h	Name der History-Datei
$n	Name des aktuellen Datensatzes
$nd	Datum des Datensatzes am Beginn des auszudruckenden Bereiches Bitte beachten Sie, dass nicht alle EEG-Formate Datumsinformationen enthalten.
$nt	Uhrzeit des Datensatzes am Beginn des auszudruckenden Bereiches Bitte beachten Sie, dass nicht alle EEG-Formate Zeitinformationen enthalten. In diesem Falle wird von 0.00 Uhr zu Beginn der Aufnahme ausgegangen. Sie erhalten also den Zeit-Offset des auszudruckenden Ausschnittes.
$p	voller History-Pfad mit allen Zwischenschritten vom Roh-EEG bis zum aktuellen Datensatz
$t	aktuelle Zeit
$u	der momentan angemeldete Computer-Benutzer

Abbildung 13-3: Tabelle der Platzhalter und ihrer Bedeutung

Genügen Ihnen die Möglichkeiten des Ausdruckes nicht, so können Sie die Grafik auch exportieren und in Programmen wie MS Word, MS Power Point oder Corel Draw weiterzuverarbeiten wie im folgenden Kapitel "Grafikexport" beschrieben.

14. Grafikexport

Sie können das aktuell dargestellte EEG als Vektor-Grafik via Clipboard exportieren und in anderen Programmen wie MS Word, MS Power Point oder Corel Draw weiterverarbeiten.

Das Clipboard ist ein Zwischenspeicher, der vom Betriebssystem zur Verfügung gestellt wird. Wenn sie ein EEG-Fenster geöffnet haben, so wählen Sie den Menüpunkt **Edit > Copy**.

Alternativ betätigen Sie den folgenden Button der Werkzeugleiste.



Die Grafik befindet sich nun im Zwischenspeicher.

Begeben Sie sich in die Zielapplikation - z.B. MS Word - und wählen Sie in englischsprachigen Programmen **Edit** > **Paste** oder in deutschsprachigen **Bearbeiten** > **Einfügen**. Die Grafik sollte im aktuellen Fenster der Zielapplikation auftauchen.

Am schnellsten geht diese Operation, wenn Sie die dafür vorgesehenen Windows-Standardtasten verwenden: für das Kopieren im Analyzer **Strg-C** und für das Einfügen in den meisten Zielapplikationen **Strg-V**.

Das verwendete Export-Format ist das so genannte Enhanced Metafile (EMF). Dieses Format wird von den meisten Windows-Grafikprogrammen unterstützt.

Die voreingestellte Größe der Grafik von 16x12 cm können Sie unter **Configuration** > **Preferences**, Reiter **Graphics Export/Output** ändern. Außerdem können Sie hier wählen, ob Sie die Bildschirmauflösung ("Use Screen Resolution") oder lieber die meistens höhere Druckerauflösung ("Use Printer Resolution") verwenden möchten. Bitte beachten Sie, dass einige Programme mit EMF-Daten in Druckerauflösung schlecht zurecht kommen.

15. Aneinanderhängen mehrerer Rohdatensätze

Sie können mehrere Roh-EEGs aneinanderhängen, um sie als einen Datensatz zu verarbeiten. Dies kann nötig werden, wenn Sie eine Daten-Aufnahme unterbrechen und diese später mit einer neuen Ausgabedatei fortsetzen.

Die Roh-EEGs werden nicht tatsächlich aneinandergehängt, sondern nur einer einzelnen History-Datei zugeordnet, sie werden also "virtuell" zusammengelegt.

Voraussetzung für das Anhängen eines Roh-EEGs an ein anderes ist, dass die wesentlichen Eigenschaften beider Datensätze wie Kanalnamen, Abtastrate usw. identisch sind.

Um ein Roh-EEG anzuhängen, wählen Sie zuerst die Ausgangsdatei im History-Explorer aus. Klicken Sie mit der rechten Maustaste auf das Buchsymbol. Ein Kontextmenü erscheint. Wählen Sie **Append File**. Es erscheint eine Warnung, dass eventuelle Transformationen, die Sie mit dieser History-Datei ausgeführt haben, verloren gehen. Nachdem Sie diese akzeptiert haben, kommen Sie in ein Auswahlmenü, in dem Sie das anzuhängende Rohdaten-EEG wählen können. Nachdem Sie bestätigt haben, wird die erste History-Datei modifiziert und die zweite entfernt. Das Buchsymbol hat sich nun in ein Buchstapel-Symbol verwandelt.

Sie können an diese History-Datei auch weitere Roh-EEGs anhängen.

Wenn Sie wissen möchten, welche Roh-EEGs angehängt wurden, so wählen Sie mit der rechten Maustaste wieder das Kontextmenü. Jetzt erscheint ein zusätzlicher Menüpunkt **List Appended File(s)**. Wählen Sie diesen aus, so erscheint eine Liste der angehängten Dateien.

Um die Verbindung wieder zu lösen, müssen Sie das Programm beenden, und die zugehörige History-Datei (xxx.ehst), sowie die History-Informationsdatei (xxx.hfinf) im History-Dateienverzeichnis löschen. Beim nächsten Start des Analyzers werden diese dann automatisch neu erzeugt und die EEGs sind wieder getrennt.

16. Solutions (Lösungen)

Sie haben im Handbuch verschiedene Möglichkeiten kennen gelernt, um Daten zu manipulieren oder den Analyzer zu steuern.

Zur Datenmanipulation gehören zuerst einmal die Transformations-Module, die alle grundlegenden Schritte zur Ermittelung von Evozierten Potenzialen enthalten, sowie viele weitere Standardverfahren der neurophysiologischen Forschung.

Des Weiteren ist es möglich, eigene Makros zu schreiben, die Daten manipulieren können, Import und Export von Daten ermöglichen und den Analyzer steuern. Der Vorteil dieser Makros liegt darin, dass individuelle Lösungen mit relativ geringem Aufwand zu realisieren sind.

Der Nachteil der eigenen Makroprogrammierung ist es, dass Sie sich das Know-how dafür vielleicht erst einmal erarbeiten müssen. Außerdem sollten Makros dokumentiert werden, damit das verwendete Verfahren nachvollziehbar ist. Wenn die Dokumentation nicht zusammen mit den Makros gelagert wird, besteht immer die Möglichkeit, dass sie verloren geht oder ihr Stand nicht mit dem Stand des Makros übereinstimmt. Makros sind aufgrund ihrer Lesbarkeit auch leicht zu verändern, was vielleicht zu unerwünschten Nebeneffekten führen könnte.

Um diese Nachteile zu vermeiden, gibt es nun die so genannten Solutions (Lösungen). Diese werden von Brain Products erstellt. Es handelt sich hierbei um leichtgewichtige Lösungen für die verschiedensten Problem- und Aufgabenbereiche.

Eine Solution ist eine einzelne Datei, die den ausführbaren Code enthält. Die Dokumentation zur Solution befindet sich ebenfalls in der Datei.

Solutions können nachträglich installiert und entfernt werden, da Sie erst beim Programmstart gesucht und geladen werden.

Solutions werden mit ihrem Dateinamen in einem Menü dargestellt.

Da der Quelltext im Gegensatz zu Makros nicht manipulierbar ist, können Sie sicherstellen, dass immer eine bestimmte unveränderte Solution zur Anwendung kommt.

Eine Sammlung von Solutions finden Sie auf der Brain-Vision-CD im Unterverzeichnis "\Solutions". Das Programm "InstallSolutions.exe" im selben Verzeichnis installiert die Solutions. Sie werden Lösungen aus verschiedenen Bereichen wie EKG-, EMG-Bearbeitung, Markerimport, ASCII-Export, Datenmanipulation usw. vorfinden.

Weitere Solutions werden in absehbarer Zeit auf der Webseite von Brain Products zu finden sein.

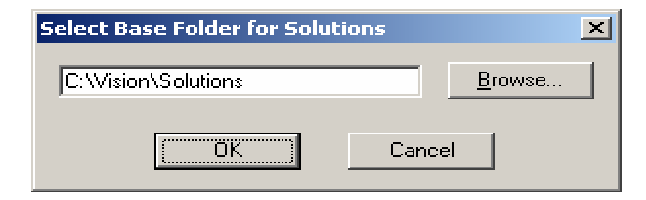


Abbildung 16-1: Basisverzeichnis für die Solutions

Das Basisverzeichnis der Solutions stellen Sie unter **Configurations** > **Select Base Folder for Solutions** ein. Sollten Sie im Netzwerk mit mehreren Kollegen zusammen arbeiten, empfiehlt es sich, ein gemeinsames Basisverzeichnis für die Solutions zu verwenden.

Die Darstellung der Solutions im Analyzer-Menü erfolgt unterhalb des Menüs "Solutions". Das Untermenü entspricht der Organisation des Solutions-Basisverzeichnisses und seiner Unterverzeichnisse. Das bedeutet, dass jedes Unterverzeichnis als Untermenü dargestellt wird. Jeder Menü-Eintrag entspricht einer Solution.

Wenn Sie die Standardinstallationsroutine verwenden, werden die Solutions automatisch in thematisch geordnete Unterverzeichnisse installiert. Sie können die Solutions (Endung ".vaso" für **V**ision **A**nalyzer **SO**lutions) aber auch von Hand installieren mit eigener Kategorisierung durch Einrichten von Unterverzeichnissen.

Ebenfalls möglich ist es, einzelne Lösungen und Unterverzeichnisse mit dem Windows-Explorer zu löschen.

Sie können auch eigene Analyzer-Makros in das Solutions-Verzeichnis oder ein Unterverzeichnis kopieren. Auch diese werden dann im Solutions-Menü angezeigt.

Um die Dokumentationen für die Solutions zu erhalten, wählen Sie **Solutions** > **Solutions Help**.

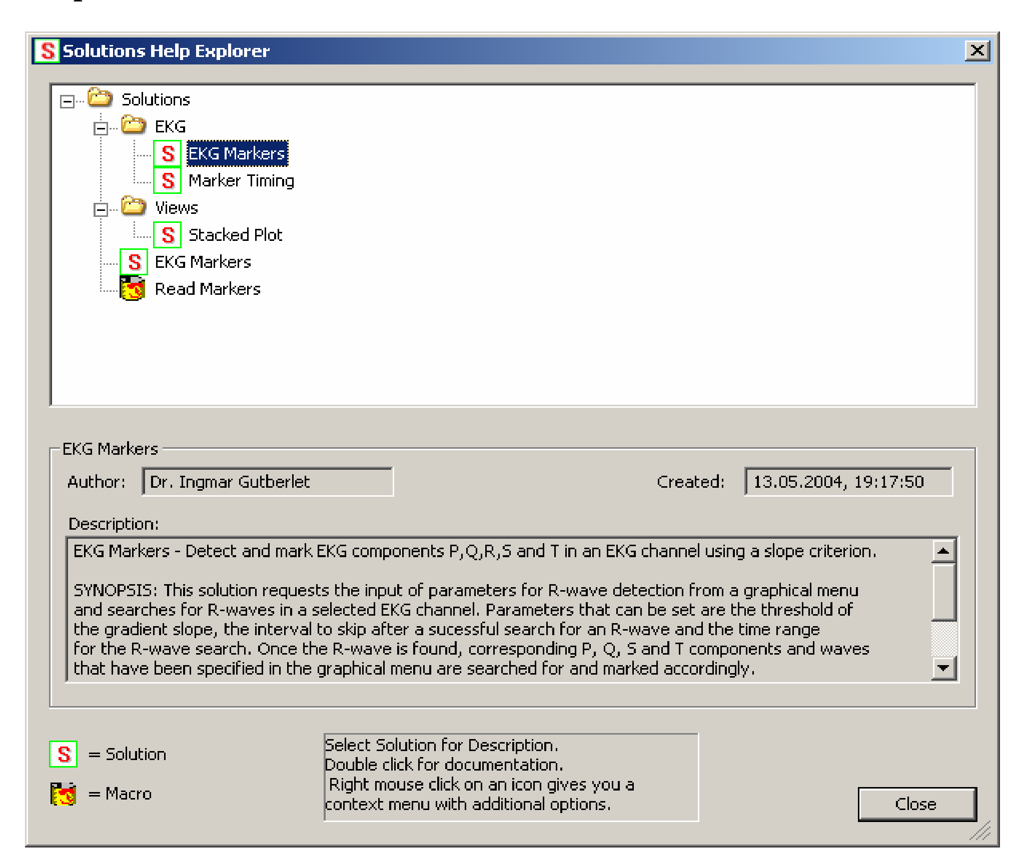


Abbildung 16-2: Solutions-Hilfe

Es werden in einem Dialog alle Solutions und Makros, die sich im Solutions-Verzeichnis oder unterhalb befinden übersichtlicht dargestellt. Durch einfache Auswahl einer Solution wird unten eine Kurzbeschreibung dargestellt. Mit einem Doppelklick auf eine Solution wird die komplette Dokumentation angezeigt. Ein Doppelklick auf ein Makro zeigt den Makro-

Quellcode. Alternativ klicken Sie mit der rechten Maustaste auf eine Solution. Das daraufhin erscheinende Kontextmenü ermöglicht Ihnen nun unter anderem auch die Ausführung der Solution.

Sollten Sie an weiteren individuellen Lösungen interessiert sein, wenden Sie sich bitte direkt an Brain Products.

Anhang A: Rohdaten auf Wechselmedien

Unter Wechselmedien verstehen wir Laufwerke, deren Medien austauschbar sind, wie z.B. CD-ROM, ZIP, MO-Laufwerke. Für den Fall, dass Sie für verschiedene Workspaces das gleiche Laufwerk als Rohdatenquelle verwenden, könnte es passieren, dass ein Roh-EEG in mehreren Workspaces auftaucht, da der Analyzer normalerweise alle Roh-EEGs im Rohdatenverzeichnis beim Wechsel des Workspaces, oder beim Programmstart analysiert und gegebenenfalls History-Dateien anlegt.

Um das Handling zu vereinfachen, gilt die folgende Regel für alle Wechselmedien:

Wenn sich mindestens eine History-Datei im aktuellen Workspace befindet, für die sich kein Rohdatenpendant auf dem Wechselmedium befindet, und sich EEGs auf dem Medium befinden, die nicht schon in den aktuellen Workspace eingelesen wurden, so werden Sie gefragt, ob Sie die Rohdaten zum aktuellen Workspace hinzufügen möchte.

Bitte beachten Sie, dass das Programm nur Wechselmedien im aktuellen Computer, nicht aber im Netz erkennen kann.

Anhang B: Elektroden-Koordinatensystem

Nachfolgend ist das Koordinatensystem der Elektroden erläutert, wie es im Vision Analyzer verwendet wird. Dieses Koordinatensystem wird überall verwendet, wo Elektrodenpositionen benötigt werden, z.B. beim Mapping und beim Positionieren der Elektroden im Head-View.

Sie können die Elektrodenposition mit Hilfe der Transformation "Edit Channels" verändern.

Das Achsensystem ist so gewählt, dass die z-Achse durch den Vertex verläuft. Die x-Achse verläuft nach rechts und die y-Achse zeigt nach vorne.

Zur Angabe der Position eines Punktes auf dem Kopf werden Kugelkoordinaten verwendet. Ein Koordinatensatz besteht aus den drei Größen r, θ und φ (Radius, Theta und Phi).

Der Radius r gibt an, wie weit der Punkt vom Zentrum des Koordinatensystems entfernt ist. Die Angabe erfolgt in Millimetern. Die einzigen Ausnahmen sind $r = 0$ und $r = 1$. Mit $r = 0$ wird eine ungültige Position bezeichnet, beispielsweise wenn die Position einer Elektrode nicht bekannt ist. Die Angabe $r = 1$ bedeutet, dass für den Radius ein Standarddurchmesser gewählt wird. Sie kann verwendet werden, wenn die Kopfoberfläche durch eine Kugeloberfläche angenähert wird.

Mit φ wird der Winkel bezeichnet, den die Projektion der Verbindungslinie zwischen Punkt und Koordinatenursprung auf die xy-Ebene mit der x-Achse einschließt. Für das vordere rechte und das hintere linke Kugelviertel gilt $\varphi > 0$, für vorne links und hinten rechts gilt $\varphi < 0$.

θ ist der Winkel zwischen der z-Achse und der Verbindungslinie von Punkt und Koordinatenursprung. In der linken Hemisphäre ist $\theta < 0$, rechts dagegen $\theta > 0$.

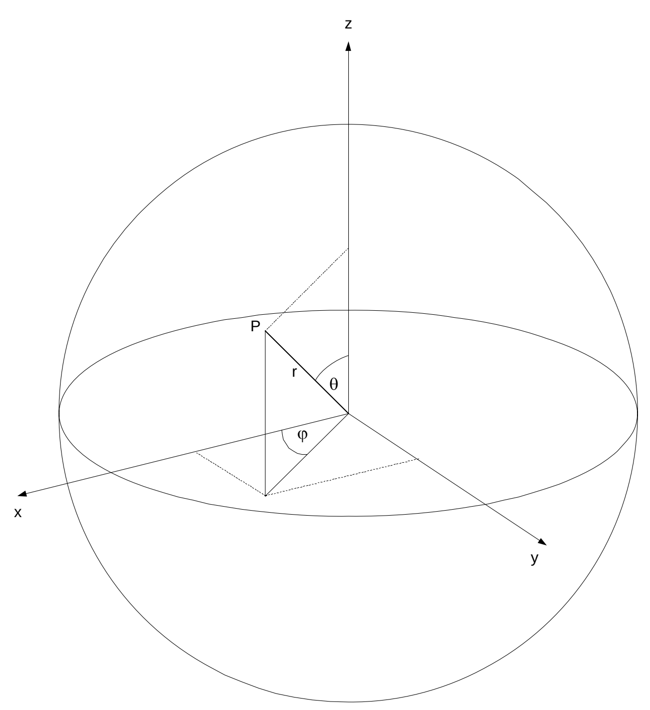


Abbildung B-1: Koordinatensystem

Anhang C: Marker (Zeitmarker)

Unter Markern verstehen wir im Analyzer durchgehend Zeitmarker, die einen Zeitpunkt oder Zeitraum innerhalb eines EEGs markieren. Ein Marker kann z.B. eine Stimulus-Information sein, die zur Ermittlung evozierter Potentiale dient, aber auch die Markierung eines neuen Segmentes, oder ein Hinweis, dass zu einem bestimmten Zeitpunkt eine DC-Korrektur durchgeführt wurde. Marker dienen zur Orientierung bei der Segmentierung und anderen Transformationen.

Alle Marker im Analyzer sind durch fünf Eigenschaften charakterisiert:

- Typ ("Type"),
  Der Typ gibt die Klasse des Markers an, z.B. "Stimulus", "New Segment" (neues Segment) usw.. Es gibt verschiedene vordefinierte Typen, die spezielle Aufgaben wahrnehmen. Diese sind weiter unten beschrieben. Abhängig vom Typ wird auch die Farbe des Markers gewählt, wenn er im View dargestellt wird. Da es sich bei den Typen um ganz gewöhnliche Texte handelt, können Sie auch neue Typen erstellen, z.B. mit einem Makro, oder durch manuelles Setzen von Markern, wie im Kapitel "Views" beschrieben.

- Beschreibung ("Description")
  Dies ist die Beschreibung, die einem Marker zugeordnet ist. Sie kann auch als Subklasse verstanden werden. Wenn Sie Marker auswählen, wie z.B. beim Segmentieren, so haben Sie meistens die Möglichkeit, nach Typ und Beschreibung zu wählen. Die Beschreibung wird ebenfalls als Text gespeichert, und kann deshalb auch beliebig sein. Der Analyzer, bzw. seine Lesekomponenten konstruieren teilweise Texte, wie z.B. bei EEG-Formaten, die Stimuli als numerische Werte speichern. Enthält ein EEG z.B. einen Stimulus mit dem Wert 1, so wandelt die Lesekomponente diesen Wert in den Text "S 1" um.
  Die Beschreibung wird bei Darstellung der Marker im Allgemeinen angezeigt.

- Position
  Die Position definiert den Datenpunkt, an dem der Marker innerhalb des EEGs auftritt.

- Punkte ("Points")
  Datenpunkte, über die sich ein Marker erstreckt. Meistens haben die Marker eine Länge von einem Punkt. Bei den vordefinierten Markern gibt es aktuell nur einen Typ, der sich über mehrere Punkte erstreckt: "Bad Interval" (schlechtes Intervall). Er wird vom "Raw Data Inspector" bzw. von der "Artifact Rejection" gesetzt.

- Kanalnummer ("ChannelNumber")
  Ein Marker kann entweder einem oder allen Kanälen (Kanalnummer 0) zugeordnet sein.

Der "New Segment"-Marker (neues Segment) verfügt noch über die Zeit-Eigenschaft ("DateTime"), d.h. in jedem dieser Marker ist das Datum und die Uhrzeit seines Auftretens gespeichert, sofern diese Information aus dem Roh-EEG zu extrahieren ist.

Typ	Aufgabe	Farbe im View
Bad Interval	Schlechtes, artefaktbehaftetes Intervall	rosa, bzw. grau
Comment	Kommentar	schwarz
DC Correction	DC-Korrektur, tritt auf bei EEGs die mit einem DC-Aufnahmesystem aufgezeichnet wurden. Meistens gibt es zu diesem Zeitpunkt einen Sprung in den Spannungswerten der Daten.	gelb
New Segment	Neues Segment, dient der Markierung von Diskontinuitäten im EEG. Dazu gehören Unterbrechungen der Aufnahme, aber auch Segmentierung	grün
Peak	Dieser Marker wird durch Peak-Erkennungsroutinen gesetzt.	schwarz
Response	Probanden-Reaktion	blau
Stimulus	Stimulus	rot
Threshold	Schwellwert, wird von der "Level-Trigger"-Transformation gesetzt und hat wegen seiner Nähe zum Stimulusmarker dieselbe Farbe im View.	rot
Time 0	Zeitpunkt 0, dieser Marker spielt nur nach dem Mitteln eine Rolle. Er markiert die Grenze zwischen Prästimulus und PostStimulus.	schwarz, durchgezogene gestrichelte Linie
Voltage	Spannungsmarker, wenn dieser Marker auftaucht, veranlasst er die meisten Views, Spannung und Zeitpunkt an dem betreffenden Kanal anzuzeigen.	schwarz

Abbildung C-1: Tabelle der vordefinierten Markertypen

Anhang D: Tastaturbelegungen (Shortcuts)

Die folgende Tabelle zeigt die Belegung einiger Tasten und Tastenkombinationen im Analyzer.

Tastenkombination	Funktion
Strg-1 bis Strg-0	Auswahl von Montagen, Strg-1 ist immer die Standardmontage
Strg-→	Im Datenfenster: nächstes Intervall darstellen
Strg -←	Im Datenfenster: vorhergehendes Intervall darstellen
Strg -↑	Im Datenfenster: Skalierung vergrößern (empfindlicher)
Strg -↓	Im Datenfenster: Skalierung verkleinern (unempfindlicher)
Strg-C	Kopieren der aktuell dargestellten Grafik ins Clipboard
Entf.	Im History-Explorer, in der History-Vorlage: Löschen eines Datensatzes oder einer sekundären History-Datei
F2	Im History-Explorer, in der History-Vorlage: Umbenennen eines Datensatzes oder einer sekundären History-Datei

Anhang E: Installation der Netzwerklizenz (USB)

Bei der Brain Vision Analyzer Professional Edition Netzwerklizenz (im folgenden Vision Analyzer genannt) handelt es sich um eine geschützte Software. Damit Sie diese Lizenz nutzen können, müssen Sie zunächst den USB Dongle und den Netzwerklizenz-Server installieren. Dies kann auf einem beliebigen Computer innerhalb des Netzwerkes erfolgen.

Voraussetzung: Vision Analyzer Version 1.05.0003 oder höher und Windows 2000/XP/2003.

Für die Installation benötigen Sie den HASP HL Net Key (im folgenden USB Dongle genannt).

Bevor Sie mit der Installation beginnen, stellen Sie bitte sicher, dass Ihr Computer mit dem Netzwerk verbunden ist.

1. ***Installieren Sie den HASP HL Device Driver***
   Das Installationsprogramm für den HASP HL Device Driver befindet sich auf der BrainVision CD im Verzeichnis ‚DongleNetwork'. Doppelklicken Sie hier auf die ‚HASPUserSetup.exe' und folgen Sie nun den Anweisungen des Installationsprogramms. Sie gelangen in das Verzeichnis über den Menüpunkt ‚Browse the CD' des Startscreens der CD.
2. ***Schließen Sie den USB Dongle an.***
   Wenn die LED auf dem USB Dongle leuchtet war der Installationsvorgang erfolgreich.
3. ***Installieren Sie den HASP License Manager***
   Der HASP License Manager befindet sich auf der BrainVision CD im Verzeichnis ‚DongleNetwork'. Doppelklicken Sie hier auf die ‚lmsetup.exe' und folgen Sie den Anweisungen des Installationsprogramms. Wählen Sie als Installationstyp Service sowie die automatische Portfreigabe der Firewall.
4. ***Firewall-Portfreigabe***
   Wenn Sie eine andere als die vom Windows Betriebsystem mitgelieferte Firewall einsetzen geben Sie den Port 475 für TCP und UDP frei.

Die BrainVision Analyzer Netzwerk Lizenzen stehen Ihnen nun zur Verfügung.

Bitte beachten Sie, dass die Lizenzen Ihnen immer nur dann zur Verfügung stehen, wenn der Rechner gestartet wurde und der Dongle angesteckt sowie eine Netzwerk-Verbindung aktiv ist.

Des Weiteren achten Sie bitte darauf, dass im Computer-Netzwerk keine weitere Vision Analyzer Netzwerklizenz – sowohl USB- als auch LPT-Dongle – aktiv ist.

Es ist möglich, dass Sie die Treiber und Programme auf mehreren Rechnern installieren. Damit können Sie bei einem Server-Ausfall den USB-Dongle an einen anderen Rechner betreiben..

Anhang F: Individuelle Benutzerprofile

Sie können optional individuelle Benutzerprofile einstellen. Unter diesen werden dann Ihre verschiedenen Präferenzen abgespeichert. Dazu gehören alle Optionen, die Sie unter **Configuration** > **Preferences** einstellen, aber auch die View-Optionen und die zuletzt benutzten Parameter bei den verschiedenen Transformationen.

Um individuelle Profile zu ermöglichen, wählen Sie den Menüpunkt **Configuration** > **User Profiles**.

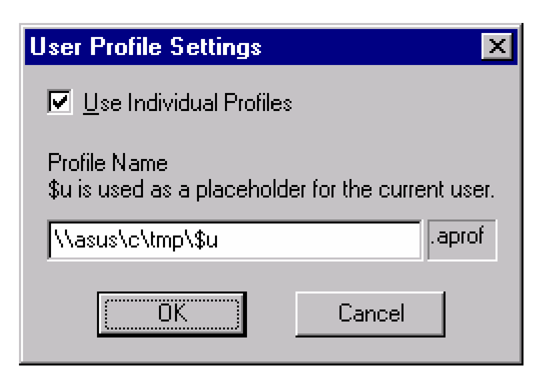


Abbildung F-1: Benutzerprofil-Einstellung

Lassen Sie die Eingabe von individuellen Profilen zu ("Use Individual Profiles"). Nun können Sie den Namen einer Datei eingeben, in der das Profil gespeichert werden soll. Wenn Sie hierbei den Platzhalter "$u" eingeben, so wird er mit dem aktuellen Benutzernamen ersetzt. Das ermöglicht Ihnen, für verschiedene Benutzer eines Rechners, unabhängige Profile anzulegen. Geben Sie keinen Pfadnamen ein, so wird die Profildatei im Vision-Stammverzeichnis abgelegt. Wenn Sie die Profildateien zentral im Netzwerk ablegen, können Sie an verschiedenen Rechnern im Netz mit Ihrem persönlichen Profil arbeiten.

Die neue Profildatei wird beim nächsten Start des Programmes verwendet. Existiert sie noch nicht, so wird sie angelegt. Sie enthält dann die zuletzt auf dem aktuellen Rechner verwendeten Einstellungen.

Alternativ können Sie den Namen der Profil-Datei auch als Kommandozeilenparameter übergeben, wie im Anhang G erläutert.

Anhang G: Kommandozeilenparameter

Der Analyzer lässt verschiedene Kommandozeilenparameter zu. Um diese einzugeben, wählen Sie die MS-DOS-Eingabeaufforderung. Ein Prompt erscheint. Wechseln Sie ins Vision-Verzeichnis mit dem Befehl cd <Verzeichnis>.

Beispiel:

```
C:\>cd c:\Vision
```

Nun können Sie den Analyzer mit zusätzlichen Parametern aufrufen.

Beispiel:

```
C:\Vision>Analyzer -new -pPrinter
```

Alternativ kopieren Sie die Verknüpfung zum Analyzer, die bei der Installation auf den Desktop gelegt wurde. Klicken Sie anschließend mit der rechten Maustaste auf das Icon der Kopie. Wählen Sie dann im Kontextmenü den Punkt "Eigenschaften". Im Reiter "Verknüpfung" fügen Sie die Parameter im Feld "Ziel" an den vorhandenen Text an.

Beispiel:

```
C:\Vision\Analyzer.exe
```

nach:

```
C:\Vision\Analyzer.exe -new -pPrinter
```

Sie können sich so verschiedene Verknüpfungen für verschiedene Parameter auf den Desktop legen.

Nun kommen wir zu den Parametern.

"-m<Macro>" ruft beim Programmstart das angegebene Makro auf.

Beispiel:

```
C:\Vision\Analyzer.exe "-mCompress All"
```

ruft nach dem Programmstart das Makro "Compress All" auf. Die zusätzlichen Anführungsstriche sind nur notwendig, wenn im Makronamen ein Leerzeichen ist. Bitte beachten Sie, dass der Makroname unmittelbar ohne Leerzeichen dem "-m" folgt.

"-new" erzwingt eine neue Programminstanz des Analyzers. Normalerweise wird bei mehrmaligen Aufruf des Analyzers immer auf die vorhandene Programminstanz geschaltet. Dieses Verhalten wird mit diesem Parameter unterdrückt.

Beispiel:

```
C:\Vision\Analyzer.exe -new
```

"-p<Profil-Datei>" verwendet die beschriebene Benutzerprofil-Datei während der Sitzung.

Beispiel:

```
C:\Vision\Analyzer.exe -pPrinter
```

Sie könnten z.B. alle Einstellungen für einen optimalen Ausdruck in der Profil-Datei "Printer" speichern.

Es ist möglich, verschiedene Parametertypen zu kombinieren. Beachten Sie, dass "-p" immer vor "-m" ausgeführt wird.

Anhang H: Verknüpfungen zu Rohdaten

Unter Windows ist es möglich sogenannte Verknüpfungen zu erstellen. Dies geschieht z.B., indem Sie mit der Maus im Windows Explorer eine Datei von einem Verzeichnis in ein anderes verschieben und dabei gleichzeitig STRG- und Umschalttaste gedrückt halten. Es wird dabei eine kleine Datei erzeugt, die auf die eigentliche Datei verweist.

Der Analyzer ist in der Lage, mit Verknüpfungen zu Roh-EEG-Dateien zu arbeiten. Diese werden genauso behandelt, als wenn die Originaldatei im Verzeichnis liegen würde. Das ermöglicht Ihnen, einen Workspace zusammen zu stellen, der Roh-EEGs aus verschiedenen Verzeichnissen enthält, indem Sie im Rohdatenverzeichnis dieses Workspaces einfach Verknüpfungen zu verschiedenen Roh-EEGs anlegen. Somit kann eine Roh-EEG-Datei auch in verschiedenen Workspaces analysiert werden, ohne dass sie dafür kopiert werden muss.